

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2017

Bc. Tereza Čerbáková

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínské inženýrství

Měření a zpracování charakteristických parametrů laseru
Measurement and Processing Characteristics of Laser
Parameters

2017

Bc. Tereza Čerbáková

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Tereza Čerbáková**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství
Téma: **Měření a zpracování charakteristických parametrů laseru**
Measurement and Processing Characteristics of Laser Parameters
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou konstrukce a činností typů laserů.
2. Seznámení se s problematikou laserů používaných v lékařské terapii.
3. Seznámení se s bezpečností a legislativou při použití terapeutických laserů.
4. Návrh a realizace měření na lékařském laseru pro charakterizaci výstupních parametrů.
5. Provedení experimentů a měření.
6. Zhodnocení a analýza dosažených výsledků práce.

Seznam doporučené odborné literatury:


- [1] SVATOŠ, Josef. *Biologické signály I: geneze, zpracování a analýza*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, c1992, 204 s. ISBN 80-01-00884-3.
- [2] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [3] PEREZ, Reinaldo. *Design of medical electronic devices*. San Diego: Academic Press, c2002, xi, 279 s. ISBN 0-12-550711-9.
- [4] WEBSTER, John G a John W CLARK. *Medical instrumentation: application and design*. 3rd ed. Hoboken: Wiley, c1998, xix, 691 s. ISBN 0-471-15368-0.
- [5] CARR, Joseph J a John M BROWN. *Introduction to biomedical equipment technology*. 4th ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, c2001, xv, 743 s. ISBN 0-13-010492-2.
- [6] MACKAY, Stuart R. *Bio-medical telemetry: sensing and transmitting biological information from animals and man*. 2nd ed. New York: IEEE Press, c1993, xiv, 540 s. ISBN 0-7803-4718-8.
- [7] FRADEN, Jacob. *Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications*. 3rd ed. New York: Springer, c2004, xvii, 589 s. ISBN 0-387-00750-4.
- [8] OLANSEN, Jon B a Eric ROSOW. *Virtual bio-instrumentation: biomedical, clinical, and healthcare applications in LabVIEW*. Upper Saddle River: Prentice Hall PTR, c2002, xxv, 571 s. ISBN 0-13-065216-4.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**


Datum zadání: 01.09.2015

Datum odevzdání: 28.04.2017



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry





prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

„Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“

.....*Tereza Čerbáková*.....

Tereza Čerbáková

Datum odevzdání diplomové práce: 28.4.2017

Poděkování

Ráda bych touto cestou poděkovala vedoucímu své diplomové práce panu doc. Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. za rady a připomínky spojené s vypracováním zadaného úkolu. Dále bych chtěla poděkovat Městské nemocnici Ostrava za umožnění měření na terapeutických laserech, můj dík patří zejména vedoucí oddělení Biomedicínského inženýrství paní Ing. Nikol Malinové. Také bych chtěla poděkovat panu Ing. Michalovi Dembowskému, DiS., za laskavou asistenci a dohled při práci s lasery. Ráda bych také poděkovala panu Ing. Vladimírovi Kašíkovi, Ph.D. a paní Ing. Martině Litschmannové, Ph.D. za čas, který mi věnovali na konzultacích. V neposlední řadě patří velký dík mé rodině za jejich podporu.

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá problematikou konstrukce a činností typů laserů, problematikou laserů používaných v lékařské terapii, bezpečností a legislativou při používání terapeutických laserů. Praktická část práce je zaměřena na návrh měření charakteristických parametrů terapeutických laserů za použití CCD snímače Spiricon SP503U a cenově dostupných a jednoduchých metod měření, které by mohly najít své uplatnění při další výuce na oboru Biomedicínského inženýrství. Za tímto účelem byla také vytvořena laboratorní úloha, která budoucím studentům předmětu Lékařské terapeutické přístroje umožní bližší seznámení se s laserovými přístroji používaných pro terapii a jejich základními parametry mezi něž patří profil svazku, stření výkon, hustota výkonu, šířka svazku, divergence svazku, vlnová délka, délka pulzu a faktor kvality svazku M^2 .

Klíčová slova

Laser, výkon svazku, hustota výkonu, průměr svazku, divergence svazku, délka pulzu, profil svazku, vlnová délka, faktor kvality svazku M^2

Abstract

This diploma thesis is concerned with the construction and the function of laser, thesis is also concerned with lasers used in medical therapy, safety and legislation used when working with therapeutic lasers. The practical part of the thesis is focused on the design of the measurement of characteristic parameters of therapeutic lasers by using CCD detector Spiricon SP503U and affordable and simple methods of measurement, which could find application in the process of teaching in the branch of Biomedical engineering. For this purpose, was created a laboratory task that enables future students of Medical therapeutic device familiarization with laser devices used for therapy and their characteristics parameters, which include the profile beam, beam power, the power density, the beam width, divergence of the beam, the wavelength, the length of the pulse and beam quality factor M^2 .

Key Words

Laser, beam power, power density, beam diameter, divergence of the beam, length of the pulse, beam profile, wavelength, beam quality factor M^2

Obsah

Seznam použitých zkratk a symbolů	10
Seznam obrázků	11
Seznam tabulek.....	13
Úvod.....	14
1. Konstrukce a činnost typů laserů.....	15
1.1. Konstrukce laseru.....	16
1.2. Klasifikace laserů	19
1.2.1. Dělení dle aktivního prostředí laseru.....	19
1.2.2. Dělení dle režimu generace laseru.....	23
1.2.3. Dělení dle generované vlnové délky	23
2. Lasery používané v lékařské terapii	25
2.1. Nízkovýkonové lasery	26
2.1.1. Fotodynamická terapie (PDT).....	26
2.2. Vysokovýkonové lasery	26
2.2.1. Dělení vysokovýkonových laserů dle terapeutických indikací	27
2.3. Lékařské obory využívající terapeutické lasery	28
3. Bezpečnost a legislativa při práci s terapeutickými lasery	31
3.1. Laser a jeho biologické účinky.....	31
3.2. Legislativa	32
3.2.1. Rozdělení laserů do tříd.....	33
3.3. Bezpečnostní opatření při práci s lasery.....	35
3.4. Nebezpečí vzniku poškození očí	36
3.5. Nebezpečí vzniku poškození kůže	36
3.6. Bezpečnost práce s laserem v laboratořích.....	38
3.6.1. Označení prostoru s laserovými zařízeními	39
3.6.2. Obecné pracovní postupy	39
3.6.3. Prostory s úrovní nebezpečí výskytu laserového záření třídy 3B a 4.....	40
4. Návrh a realizace měření na lékařském laseru pro charakterizaci výstupních parametrů .	41
4.1. Laser Beam Profiler systém	41
4.1.1. Šířka paprsku.....	44
4.1.2. Divergence svazku	46
4.1.3. Profil svazku.....	47
4.2. Měření vlnové délky.....	49

4.3.	Měření výkonu laseru a energie v pulsu.....	52
4.4.	Hustota výkonu	54
4.5.	Délka pulzu	55
4.6.	Faktor kvality svazku M^2	55
5.	Měření charakteristických parametrů laseru.....	57
5.1.	Fotokoagulátor Ellex INTEGRE	57
5.1.1.	Vlnová délka	59
5.1.2.	Profil svazku.....	60
5.1.3.	Šířka svazku	61
5.1.4.	Divergence svazku	63
5.1.5.	Střední výkon	64
5.1.6.	Hustota výkonu	67
5.1.7.	Délka pulzu	68
5.1.8.	Kvalita svazku M^2 faktor.....	69
5.2.	Biostimulační laser BTL 10	70
5.2.1.	Vlnová délka	71
5.2.2.	Profil svazku.....	72
5.2.3.	Šířka svazku	72
5.2.4.	Divergence svazku	74
5.2.5.	Střední výkon	75
5.2.6.	Hustota výkonu	76
5.2.7.	M^2 faktor kvality svazku	77
5.3.	Biostimulační laser Biostimul	78
5.3.1.	Vlnová délka	79
5.3.2.	Profil svazku.....	80
5.3.3.	Šířka svazku	80
5.3.4.	Divergence svazku	81
5.3.5.	Střední výkon	81
5.3.6.	Hustota výkonu	82
5.3.7.	Délka pulzu	83
5.4.	Oční chirurgický laser COHERENT	84
5.4.1.	Vlnová délka	85
5.4.2.	Profil svazku.....	86

5.4.3.	Šířka svazku	87
5.4.4.	Divergence	88
5.4.5.	Střední výkon	88
5.4.6.	Hustota výkonu	89
5.4.7.	Délka pulzu	90
6.	Zhodnocení a analýza dosažených výsledků	92
6.1.	Závislost parametrů na vzdálenosti	92
6.1.1.	Závislost výkonu na vzdálenosti	93
6.1.2.	Závislost hustoty výkonu na vzdálenosti.....	96
6.1.3.	Závislost šířky svazku na vzdálenosti	99
6.2.	Porovnání šířek svazku při změně výkonu.....	102
6.2.1.	Porovnání šířky svazku při změně výkonu u fotokoagulátoru Ellex INTEGRE.....	102
6.2.2.	Porovnání šířky svazku při změně výkonu u laseru Coherent.....	104
Závěr.....		106
Použitá literatura		108
Seznam příloh na CD		110

Seznam použitých zkratk a symbolů

C	měrná tepelná kapacita ($\text{Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$)
CCD	charge – couple device
CW	kontinuální režim laseru
D	mřížková konstanta
d	průměr svazku (m)
E_0	nejmenší hodnota energie energetické hladiny
E_1, E_2	energetické hladiny kvantových soustav
f	ohnisková vzdálenost čočky (m)
I	intenzita záření, hustota výkonu (W/m^2)
I_0	intenzita záření v rovině (W/m^2)
ISO	Mezinárodní organizace pro normalizace
ΔI	změna intenzity záření (W/m^2)
L	vzdálenost zrcadel (m)
l	vzdálenost (m)
M^2	faktor kvality svazku
m	hmotnost (kg)
N	celkový počet šěrbin optické mřížky
N_1, N_2	populace energetických hladin
ND	neutral density
Nd:YAG	yttrium aluminium granát dopovaný neodymem
n	index lomu
P	výkon (W)
Q	tepelná energie (J)
R^2	index determinace (%)
r	poloměr (m)
r_1, r_2	amplitudový činitel odrazu
S	plocha (m^2)
W_z	poloměr Gauss. svazku ve vzdálenosti z (m)
W_0	poloměr maximálního zúžení Gauss. svazku (m)
W_f	šířka zaostřeného bodu ve vzdálenosti f od optiky (m)
X_n	rozdíl maxima nultého řádu a maxima prvního řádu
T_1	počáteční teplota ($^{\circ}\text{C}$)
T_2	maximální teplota ($^{\circ}\text{C}$)
TEM	příčná elektromagnetická vlna
t	čas (s)
Z	intenzita pixelu
z	vzdálenost (m)
z_0	Reyleighova vzdálenost (m)
α	součinitel zesílení
β	součinitel pasivních ztrát
σ	účinný průřez (m^2)
λ	vlnová délka (m)
φ	úhel azimutu ($^{\circ}$)
τ_c	doba života fotonu v rezonátoru (s)

Seznam obrázků

Obrázek 1: Schéma optického rezonátoru [2]	15
Obrázek 2. Rozložení světelné energie u příčných módů [1].....	19
Obrázek 3: Elektromagnetické spektrum záření [7].....	24
Obrázek 4: Absorpce oka jednotlivých vlnových délek [17]	37
Obrázek 5: Výstražný štítek [20]	39
Obrázek 6: SP503U – rozměrový výkres [21]	41
Obrázek 7: Spiricon SP503U	42
Obrázek 8: Filtry ND1 a ND2	42
Obrázek 9: BeamGage pracovní okno	43
Obrázek 10: Princip měření divergence metodou ohniskové vzdálenosti.....	46
Obrázek 11: Zhotovený stojan na kameru a čočku	47
Obrázek 12: Ideální tvar Gaussova svazku [25].....	48
Obrázek 13: Reálný profil svazku HeNe laseru [25]	48
Obrázek 15: Princip měření vlnové délky za pomoci optické mřížky	49
Obrázek 16: Difrakční mřížka.....	50
Obrázek 17: Držák na difrakční mřížku umožňující odečítání vzdálenosti mezi maximy řádů	50
Obrázek 18: Princip měření výkonu laseru a energie v pulzu.....	52
Obrázek 19: Infračervený teploměr SKYRC	53
Obrázek 20: Nástavce na teploměr SKYRC s hliníkovou ploškou nabarvenou načerno.....	53
Obrázek 21: Schéma zapojení pro měření délky pulzu	55
Obrázek 22: Boční pohled na přístroj INTEGRE	57
Obrázek 23: Optická dráha [29].....	58
Obrázek 24: 2D profil svazku	60
Obrázek 25: 3D profil svazku	60
Obrázek 26: Ukázka grafického znázornění šířky svazku na čase.....	61
Obrázek 27: Graf závislosti šířky svazku na vzdálenosti od snímací kamery	63
Obrázek 28: Graf závislosti výkonu na vzdálenosti od měřícího přístroje	66
Obrázek 29: Závislost hustoty výkonu na vzdálenosti.....	68
Obrázek 30: Délka pulzu 0,1 s	68
Obrázek 31: Čelní panel přístroje BTL 10	70
Obrázek 32: Laserová sonda [30].....	70
Obrázek 33: Zobrazovací kartička pro 700–1500 nm.....	72
Obrázek 34: Rozbíhavost paprsku [30].....	73
Obrázek 35: Graf závislosti plochy svazku na vzdálenosti sondy od snímací kamery	74
Obrázek 36: Grafická závislost výkonu sond na vzdálenosti sondy od měřící jednotky	76
Obrázek 37: Graf závislosti hustoty výkonu na vzdálenosti	77
Obrázek 38: Čelní panel laseru Biostimul.....	78
Obrázek 39: Závislost plochy svazku na vzdálenosti sondy od snímací kamery	80
Obrázek 40: Graf závislosti středního výkonu na vzdálenosti sondy od měřící jednotky	82
Obrázek 41: Závislost hustoty výkonu na vzdálenosti.....	83
Obrázek 42: Délka pulzu 0,05 s	83
Obrázek 43: Čelní panel laseru Coherent.....	84

Obrázek 44: 2D profil svazku	86
Obrázek 45: 3D profil svazku	86
Obrázek 46: Závislost šířky svazku na vzdálenosti optického kabelu od snímací kamery	87
Obrázek 47: Závislost výkonu na vzdálenosti optického kabelu od měřicí jednotky	89
Obrázek 48: Grafická závislost hustoty výkonu na vzdálenosti.....	90
Obrázek 49: Délka pulzu 1 s	90
Obrázek 50: Délka pulzu 0,5 s	91
Obrázek 51: Korelační pole.....	93
Obrázek 52: Výsledky regresní analýzy.....	93
Obrázek 53: Histogram reziduí	94
Obrázek 54: Výsledky Kolmogorovova – Smirnovova testu.....	94
Obrázek 55: Výsledky hypotetických testů pro nulovou střední hodnotu	95
Obrázek 56: Explorační graf	95
Obrázek 57: Korelační pole.....	96
Obrázek 58: Výsledky regresní analýzy.....	96
Obrázek 59: Histogram reziduí	97
Obrázek 60: Výsledek Kolmogorovova – Smirnovova testu.....	97
Obrázek 61: Výsledky hypotetických testů pro nulovou střední hodnotu	98
Obrázek 62: Explorační graf	98
Obrázek 63: Korelační pole.....	99
Obrázek 64: Výsledky regresní analýzy.....	99
Obrázek 65: Histogram reziduí	100
Obrázek 66: Výsledek Kolmogorovova – Smirnovova testu.....	100
Obrázek 67: Výsledky hypotetických testů pro nulovou střední hodnot	101
Obrázek 68: Explorační graf	101
Obrázek 69: Výsledky testování střední hodnoty.....	102
Obrázek 70: Výsledky testování směrodatné odchylky	103
Obrázek 71: Výsledky testování mediánu.....	103
Obrázek 72: Výsledky testování střední hodnoty.....	104
Obrázek 73: Výsledky testování směrodatné odchylky	104
Obrázek 74: Výsledek testování mediánu	105

Seznam tabulek

Tabulka 1: Pravidla pro prostory s omezeným přístupem [19]	40
Tabulka 2: Specifikace laseru INTEGRE	59
Tabulka 3: Vlnová délka laseru INTEGRE	59
Tabulka 4: Šířka svazku	62
Tabulka 5: Divergence svazku	63
Tabulka 6: Střední výkon laseru v závislosti na změně vzdálenosti od zdroje laserového záření	64
Tabulka 7: Hodnoty pro výpočet středního výkonu při 70 mW	65
Tabulka 8: Hodnoty pro výpočet středního výkonu při 260 mW	65
Tabulka 9: Naměřená hustota výkonu pro dané vzdálenosti od zdroje laserového záření	67
Tabulka 10: Hodnoty pro dosazení do kvadratické rovnice pro výkon 70 mW	69
Tabulka 11: Hodnoty pro dosazení do kvadratické rovnice pro výkon 260 mW	69
Tabulka 12: Specifikace laseru	71
Tabulka 13: Vlnová délka	71
Tabulka 14: Vlnová délka	72
Tabulka 15: Šířka svazku v závislosti na vzdálenosti od povrchu uvedená v manuálu [30]	73
Tabulka 16: Šířka a plocha svazku – sonda 30 mW	73
Tabulka 17: Šířka a plocha svazku – sonda 50 mW	74
Tabulka 18: Divergence sondy	74
Tabulka 19: Střední výkon sonda 30 mW	75
Tabulka 20: Střední výkon sonda 50 mW	75
Tabulka 21: Hodnoty pro výpočet výkonu	75
Tabulka 22: Hustota výkonu v závislosti na vzdálenosti	76
Tabulka 23: Specifikace laseru Biostimul	79
Tabulka 24: Vlnová délka	79
Tabulka 25: Šířka a plocha svazku	80
Tabulka 26: Divergence sondy	81
Tabulka 27: Střední výkon sondy 20 mW v závislosti na vzdálenosti sondy od měřicí jednotky	81
Tabulka 28: Hodnoty pro výpočet výkonu	81
Tabulka 29: Hustota výkonu v závislosti na vzdálenosti	82
Tabulka 30: Specifikace laseru	85
Tabulka 31: Vlnová délka	85
Tabulka 32: Šířka svazku v závislosti zdroje laserového záření od snímací kamery	87
Tabulka 33: Divergence	88
Tabulka 34: Závislost středního výkonu na vzdálenosti optického kabelu od měřicí jednotky	88
Tabulka 35: Hodnoty pro výpočet středního výkonu	88
Tabulka 36: Hustota výkonu v závislosti na vzdálenosti	89

Úvod

Laser, tak jak ho známe v dnešní době, patří k nedílné součásti mnoha vědních a průmyslových oborů. Jedná se o zdroj vysoce koherentního elektromagnetického záření vyskytujícího se obvykle ve viditelné, infračervené anebo ultrafialové oblasti spektra, který vzniká díky stimulované emisi záření aktivních částic buzených vnějším zdrojem energie.

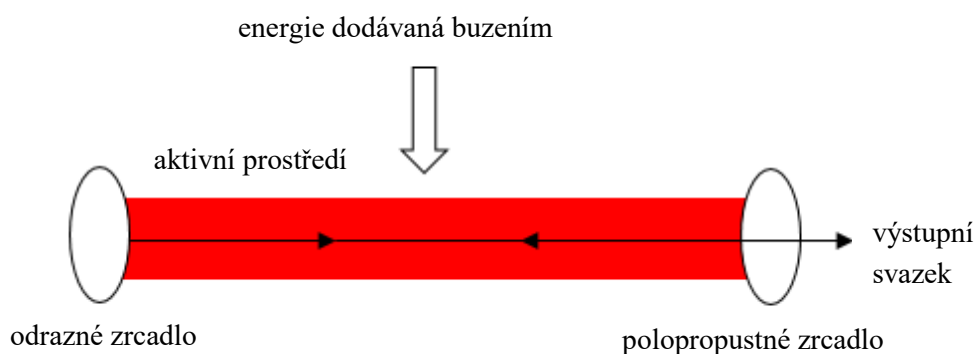
Zázračné účinky světla jsou známy od pradávna a díky systematickému shromažďování údajů o vlivu světla na lidský organismus mohlo dojít k významným objevům a vynálezům vedoucím k zařazení laserových přístrojů do medicínské praxe, kde zaznamenaly obrovský úspěch, a to zejména díky možnosti koncentrovat energii optického záření na malou plochu a tím pádem zasáhnout paprskem pouze požadovanou sebemenší oblast lidské tkáně bez poškození zdravého okolí. Z původního uplatnění laserů v oftalmologii došlo k jeho rozšíření do dalších lékařských odvětví, a to například do odvětví dermatologie, gynekologie, neurologie, urologie, onkologie, stomatologie či ortopedie.

Tato diplomová práce se zabývá měřením charakteristických parametrů laseru, respektive návrhem měření a následným statistickým zpracováním dosažených výsledků. Měření je zaměřeno na terapeutické lasery, a to na fotokoagulátory, biostimulační lasery a oční chirurgické lasery. Cílem práce je použití cenově dostupných a jednoduchých metod měření, teoretické ověření a naformulování postupů měření, verifikace naměřených hodnot na základě dat uvedených výrobcí a provedení srovnání naměřených hodnot jednotlivých laserů.

Práce je členěna do jednotlivých kapitol, kdy první kapitola se zabývá problematikou konstrukce a činností typů laserů. V této kapitole je popsána konstrukce laseru, klasifikace laserů a jejich dělení dle aktivního prostředí, režimu generace a generované vlnové délky. Druhá kapitola je zaměřena na lasery používané v lékařské terapii. V této kapitole jsou lasery rozděleny dle velikosti výkonu a následně popsány a definovány. Také jsou zde popsány terapeutické lasery využívané v jednotlivých lékařských oborech. Třetí kapitola pojednává o bezpečnosti a legislativě při práci s terapeutickými lasery. Návrhem a realizací měření na lékařském laseru pro charakterizaci výstupních parametrů se zabývá kapitola čtvrtá. Konkrétně se jedná o parametry, kterými jsou profil svazku, střední výkon svazku, hustota výkonu, šířka svazku, divergence svazku, vlnová délka, délka pulzu a faktor kvality svazku. Součástí popisu jednotlivých měření jsou schémata a vzorce umožňující výpočet charakteristických parametrů. V kapitole šesté je shrnuto statistické zhodnocení a analýza dosažených výsledků práce. V příloze se pak nachází laboratorní úloha sloužící pro praktickou výuku budoucích studentů předmětu Lékařské terapeutické přístroje oboru Biomedicínského inženýrství.

1. Konstrukce a činnost typů laserů

Laser (z anglického Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) je generátor optického záření pracující na principu zesilování světla využitím stimulované emise. Laser jakožto zdroj světla se skládá z aktivního média a zdroje buzení. Tento zdroj buzení transformuje aktivní médium z normálního stavu do stavu stimulované energie. Médium se pak začíná vracet do svého normálního stavu, dochází tedy k přechodu z vyšší úrovně energie na nižší úroveň energie. Při tomto procesu jsou emitovány fotony. Záření je dále opticky zesíleno pomocí optického rezonátoru obsahujícího vysoce reflexní zrcadlo a částečně propustné zrcadlo [1] [2].



Obrázek 1: Schéma optického rezonátoru [2]

Jedná se o zdroj emitující vysoce koherentní světlo, které je chápáno jako elektromagnetické vlnění, jehož vlny mají konstantní, časově neměnný fázový rozdíl. Světelný svazek laseru kmitá na jediné frekvenci, je tedy monochromatický. Dalšími charakteristickými vlastnostmi světelného svazku laseru jsou malá rozbíhavost, velká pronikavost, minimální rozptyl na rozhraní a možnost vyzáření velkého množství energie [1] [2].

Aktivním médiem může být plyn, kapalné barvivo nebo pevná látka. U plynových laserů se jedná zejména o atomy nebo malé molekuly či jejich směsi, v případě pevnolátkových laserů aktivní médium obsahuje atomy nebo ionty vázané v základním krystalu látky pevného skupenství, u kapalinových laserů jsou médiem molekuly s relativně vysokou molekulovou hmotností rozpuštěné v tekutině [1] [2].

Pro vyvolání potřebné čerpací energie se využívá stejnosměrný proud, vysokofrekvenční energie či světelný zdroj. Ve všech uvedených materiálech může být podle specifických podmínek čerpací energie dosažen tzv. fenomén populační inverze. To znamená, že je možné vyvolat laserové světelné záření o specifické vlnové délce, která je charakteristická pro použité aktivní médium [1] [2].

1.1. Konstrukce laseru

Mezi základní konstrukční prvky laseru patří aktivní prostředí a optický rezonátor. Důležitou součástí je také zdroj excitačního záření, kterým může být výbojka, zdroj vysokého napětí pro doutnavý nebo obloukový výboj či zdroj elektronového svazku.

1) AKTIVNÍ PROSTŘEDÍ

Aktivní prostředí lze popsat jakou soubor kvantových soustav ¹rozmístěných v konečné části prostoru, které byly buzením² vyvedeny ze stavu termodynamické rovnováhy. Jejich celková vnitřní energie je pak větší než celková vnitřní energie před začátkem buzení [1].

Zesílení v aktivním prostředí lze zjednodušeně popsat tak, že je předpokládáno, že všechny kvantové soustavy jsou totožné a v potaz jsou brány pouze dvě energetické hladiny E_1 a E_2 , přičemž platí, že hladina E_2 je větší než hladina E_1 . Dále jsou uvažovány populace příslušných energetických hladin, tedy populace N_1 a N_2 . U aktivního prostředí platí, že N_2 je větší než N_1 . Rozdíl mezi populacemi je tak velký, že mezi energetickými hladinami byla ustanovena takzvaná inverze populace hladin. Při této inverzi může prostředí sloužit právě jako zesilovač [1].

¹ Dle představ o hmotě je látkové prostředí složeno z molekul, atomů a iontů. Tyto soustavy jsou dále složeny z protonů, neutronů a elektronů. Stacionární stavy vázaných soustav mají přesně definované energie. Pro soustavy vázaných částic existuje více vnitřních stacionárních stavů, kterým náleží různé hodnoty energie, jež nabývají diskrétních hodnot. Tyto hodnoty energie jsou nazývány energetickými hladinami, kdy nejmenší hodnota E_0 je označována jako základní stav a vyšší hodnoty jsou nazývány vzbuzenými či excitovanými stavy. Vzhledem k faktu, že energie stacionárních stavů jsou kvantovány, používá se pro molekuly, atom a iont označení kvantová soustava.

² Buzení je děj, při kterém dochází k vytváření a udržování termodynamicky nerovnovážného stavu v látce, jež se uskutečňuje selektivním zvyšováním populace vyšších energetických hladin kvantových soustav. Buzení lze chápat jako přeměnu energie na excitační energii. Podle druhu dodávané energie je možné rozlišovat buzení optické, elektrické či chemické.

Po průchodu vlny optického záření planoparalelní vrstvou aktivního prostředí ve směru normály k rovině rozhraní dochází v každé této planoparalelní vrstvě o malé tloušťce Δz ke zvýšení toku energie, respektive ke zvýšení intenzity záření I . K změně intenzity záření I dochází v důsledku

- stimulované emise

$$(\Delta I)_{stim} = \sigma N_2 I \Delta z \quad (1.1)$$

- absorpce

$$(\Delta I)_{abs} = -\sigma N_1 I \Delta z \quad (1.2)$$

- spontánní emise

$$(\Delta I)_{spont} = +k N_2 \Delta z \quad (1.3)$$

Výsledná změna intenzity záření je dána vztahem

$$\Delta I = (\Delta I)_{stim} + (\Delta I)_{abs} + (\Delta I)_{spont} \quad (1.4)$$

Dosáhne-li intenzita záření I dostatečně vysoké hodnoty, bude změna intenzity záření v důsledku spontánní emise zanedbatelná. Přírůstek intenzity záření ΔI pak bude úměrný tloušťce vrstvy Δz , rozdílu populace horní a dolní energetické hladiny ($N_2 - N_1$) a intenzitě dopadajícího záření I .

$$\Delta I = \sigma(N_2 - N_1)I\Delta z \quad (1.5)$$

Bude-li rozdíl populací hladin $N_2 - N_1$ nezávislý na prostorové souřadnici, pak z uvedených rovnic bude vyplývat exponenciální nárůst intenzity I elektromagnetické vlny se vzdáleností z , tj. se vzdáleností, kterou elektromagnetická vlna urazí v aktivním prostředí.

$$I = I_0 e^{\alpha z} \quad (1.6)$$

Jsou-li v prostoru kvantového zesilovače přítomny jiné než aktivní kvantové soustavy, pak dochází k přídavným ztrátám. Jedná se o ztráty, které nesouvisí s přechody mezi pracovními hladinami E_2 a E_1 a bývají započítávány pomocí součinitele pasivních ztrát β . Intenzita elektromagnetického záření I je pak měněna dle vztahu

$$I = I_0 e^{(\alpha - \beta)z} \quad (1.7)$$

V závislosti na prostorové souřadnici intenzita vrůstá pouze v případě, že je součinitel zesílení α větší než součinitel pasivních ztrát β .

Aktivní prostředí díky vhodnému umístění do optického rezonátoru umožňuje vznik laseru. Aktivní prostředí bývá nejčastěji ve tvaru válce či kvádru a jeho osa bývá shodná s optickou osou rezonátoru [1].

2) OPTICKÝ REZONÁTOR

Generátor je konstruován za pomoci sestavy přesně nastavených zrcadel, které poskytují zpětnou vazbu emitovaného záření přes medium. Společná optická osa zrcadel umožňuje vytvoření stojatého vlnění v prostoru mezi zrcadly. Záření je označováno jako Fabryův-Perotův rezonátor. Jedná se o optické záření, které je tvořeno dvěma planparalelními (rovnoběžnými) rovinnými zrcadly, kdy jedno zrcadlo bývá totálně odrazné a druhé polopropustné. Odrazivost zrcadel je charakterizována amplitudovými činiteli odrazu r_1 a r_2 . S ohledem na zesílení aktivního prostředí musí odrazivost zrcadel být zvolena tak, aby celkové ztráty nebyly vyšší než zesílení aktivního prostředí. Na ztráty v rezonátoru mají vliv odrazivost zrcadel, jejich kvalita a rozptyl na nehomogenitách optického prostředí. Rovinná zrcadla mají poloměr křivosti nekonečný. Dle znaménkové konvence je poloměr křivosti zrcadla kladný, jestliže střed křivosti odrazné plochy zrcadla leží ve směru, kde se nachází druhé zrcadlo.

Obecně lze říci, že optický rezonátor je zařízení, které umožňuje hromadit či alespoň na nějakou dobu udržet optické záření v omezené oblasti prostoru, přičemž mohou být tvořeny odraznými plochami různých tvarů.

Rezonátor bývá hodnocen dle činitele jakosti, který vyjadřuje míru schopnosti rezonátoru uchovat energii. Platí, že čím menší jsou ztráty rezonátoru, tím větší je doba života fotonu v rezonátoru a tím pak je větší také činitel jakosti rezonátoru Q .

$$Q = 2\pi f_n \tau_c \quad (1.8)$$

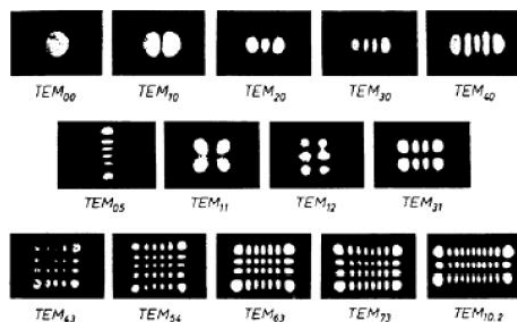
Kde:

τ_c – doba života fotonu v rezonátoru

U rezonátoru se dále hodnotí stabilita. Kritérium stability je dáno podmínkou $0 < g_1, g_2 < 1$, kdy platí, že $g_i = 1 - L/r_i$, přičemž L je vzdálenost zrcadel rezonátoru a r_i je poloměr zrcadel. Stabilní rezonátor se pozná tak, že po mnohonásobném průchodu optickým rezonátorem neztrácí podstatnou část své energie.

Určován je také mód rezonátoru, kdy základní mód je TEM_{00} . Módy v rezonátoru popisují prostorové rozložení světelné energie vyskytující se mezi zrcadly rezonátoru, Pro tuto energii platí, že je rozložena nerovnoměrně v tzv. shlucích. Módová struktura je pak dána uspořádáním těchto shluků.

Módy lze rozdělit na příčné a podélné, přičemž příčné módy se vyskytují častěji a značí se písmenem „T” (transversal mode) [1].



Obrázek 2. Rozložení světelné energie u příčných módů [1]

1.2. Klasifikace laserů

Lasery je možné dělit do několika skupin, a to dle základních kritérií, kterými například jsou povaha aktivního prostředí, režim generace laseru či generovaná vlnová délka. Dále je možné klasifikovat lasery podle energetických hladin zúčastněných při laserovém kvantovém přechodu na molekulární (rotační, rotačně – vibrační, vibrační), elektronové a jaderné. Podle doby trvání generovaného impulsu se lasery dělí na lasery s dlouhými, krátkými a velmi krátkými impulsy (pikosekundové, femtosekundové). Dle buzení se rozlišují lasery buzené opticky (výbojka, jiný laser, sluneční světlo, radioaktivní záření), elektrickým výbojem, elektronovým svazkem, tepelnými změnami, chemicky, rekombinací či injekcí nosičů náboje.

1.2.1. Dělení dle aktivního prostředí laseru

Podle aktivního prostředí můžeme rozdělit lasery na pevnolátkové, kapalinové, plynové a plazmatické.

1) PEVNOLÁTKOVÉ LASERY

Pevnolátkové lasery jsou lasery, jejichž aktivní prostředí je tvořeno dielektrikem. Mezi nejpoužívanější materiály patří krystaly, sklo a keramika. Tyto materiály nejlépe splňují potřebné požadavky, kterými jsou chemická stabilita, mechanická pevnost, tepelná odolnost, snadná mechanická opracovatelnost. Dále musí být průzračné pro budící i generované záření, opticky homogenní a musí je být možné uměle vyrobit.

Krystalické materiály lze rozdělit do několika skupin. Mezi nejpoužívanější patří oxidy, granáty a alumináty. Hojně užívané bývá sklo, a to především díky své nenáročné výrobě a snadnému opracování, výborné homogenitě a vysokým optickým kvalitám. Nevýhodou tohoto materiálu je však poměrně nižší tepelná vodivost a menší tvrdost. Pro nízké finanční náklady jsou využívány keramické materiály, které se vykazují vyšší tepelnou vodivostí než sklo.

Součástí systému pevnolátkových laserů jsou laserová hlavice obsahující aktivní materiál, výbojky, budící dutinu a otevřený rezonátor, dále zdrojová jednotka a chladicí jednotka. Aktivním materiálem je zpravidla krystal opracovaný do tvaru válce s válcovou plochou matnou a s čely opticky vyleštěnými.

Čela krystalu jsou zpravidla kolmá k ose válce, nebo mohou být také skosena pod pevně stanoveným úhlem. K buzení se používá především optické buzení – výbojky. Výbojka je tvořena lineární nebo spirálovitou křemennou trubicí, v jejíchž koncích jsou zataveny dvě elektrody. Trubice je naplněna plynem, nejčastěji xenonem. Laserový krystal a výbojka jsou umístěny do tzv. budící dutiny, jejímž úkolem je koncentrovat a odrazet co nejvíce světla vyzářeného výbojkou na aktivní prostředí. Aby tento proces byl co nejefektivnější, musí mít budící dutina speciální tvar. Zpravidla to bývá jedno elipsa, dvou elipsa či čtyř elipsa. Pro zvýšení odrazivosti je vnitřní stěna budící dutiny pokovena stříbrem, zlatem nebo dielektrickými vrstvami. Otevřený rezonátor je obvykle tvořen zrcadly s kruhovou aperturou. Jedno zrcadlo je totálně odrazné pro záření generované vlnové délky a druhé je částečně propustné.

Cílem zdrojové jednotky je dodat dostatečné množství energie do výbojky v impulsním nebo kontinuálním režimu. Cílem chladicí jednotky je odebrat aktivnímu prostředí teplo vydané při nezářivých přechodech aktivních iontů i teplo ztracené vinou parazitní absorpce ve všech materiálech uvnitř laserové hlavičky. Aby chlazení bylo dostatečné a nedocházelo tak k přerušení generace záření, je používáno chlazení tekutinou.

Prvním z vyrobených laserů byl rubínový laser. Rubínový laser je tvořen krystalem oxidu hliníku s příměsí iontů chromu, přesněji se jedná o safír Al_2O_3 , jehož aktivátorem jsou ionty chromu Cr^{3+} . Vzhledem k tomu, že poloměry iontů chromu a hliníku jsou dostatečně blízké, tak výměna atomů hliníku za atomy chromu nezpůsobuje porušení krystalické mřížky. Monokrystal rubínu generuje koherentní záření o vlnových délkách $0,6943\ \mu\text{m}$ a $0,6927\ \mu\text{m}$, přičemž uvedená vlnová délka je častější. K funkci rubínového laseru se užívá tři energetických hladin rubínu. Rubínové lasery nejčastěji pracují v impulsním režimu. Celková účinnost těchto laserů je menší než 1 %, většina energie z buzení bývá ve formě tepla rozptýlena v krystalu, dochází k posuvu energetických hladin a k přerušení generace laserového záření, proto je nezbytnou součástí laseru chlazení.

Poměrně hojně rozšířenými pevnolátkovými lasery jsou lasery neodýmové, jejichž aktivním prostředím je sklo dopované Nd_2O_3 . Skleněné lasery představují na rozdíl od krystalických laserů výhodu v tom, že sklo je lépe vyrobitelné a nejsou u nich taková omezení při jejich výrobě. Dále platí, že emisní čáry neodymu ve sklech jsou širší než v krystalech. Širší čára nabízí možnost zesílení a generaci kratších světelných impulsů a umožňuje nahromadění značného množství energie v zesilovacím médiu. Vlnová délka záření je ovlivněna typem skla. Pro fosfátová skla se pohybuje v rozmezí $1,053 - 1,054\ \mu\text{m}$, pro silikátová skla v rozmezí $1,061 - 1,062\ \mu\text{m}$ a pro skla neodýmová na vlnových délkách $1,06\ \mu\text{m}$. Pro tepelnou vodivost platí, že je v případě skla značně menší než u jiných materiálů využívaných u pevnolátkových laserů.

Nejpoužívanějším typem pevnolátkových laserů je laser Nd: YAG (yttrium – aluminium granát, $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$), jehož aktivní prostředí je tvořeno izotopním krystalem yttrium aluminium granátu dopovaného neodymem. Vzhledem k tomu, že tepelná vodivost granátu dovoluje účinné chlazení, lze tento laser provozovat v impulsním i kontinuálním režimu. Při impulsním režimu se přidává do krystalové mřížky YAG iont chromu Cr^{3+} , který umožňuje použití xenonové výbojky pro buzení. V kontinuálním režimu je aktivní prostředí buzeno hořícími kryptonovými výbojkami [1] [2] [3] [4] [5] [6].

2) KAPALINOVÉ LASERY

Kapalinové lasery jsou lasery, jejichž aktivním prostředím jsou roztoky organických barviv nebo speciálně připravené kapaliny dopované ionty vzácných zemin. Majoritní část aktivního prostředí kapalinových laserů tvoří organická barviva. Ionty organických barviv se mohou vyskytovat v různých kapalných rozpouštědlech, jako je voda, etylalkohol, metylalkohol, benzen, toluen, aceton či glycerín.

V případě organických barviv se jedná o komplexy sloučenin, které mají široká absorpční pásma ve viditelné a ultrafialové oblasti. Výběrem vhodného barviva a zrcadel otevřeného rezonátoru lze získat koherentní záření na jakékoli vlnové délce z oblasti od 0,3 μm do 1,3 μm . Nevýhodou aktivního prostředí barvivových laserů je chemická a fotochemická stabilita roztoků barviv. Benzenová jádra se rozkládají účinkem světla, tepla a plynutím času. Je tedy nezbytné, aby pro žádanou generovanou vlnovou délku byla vybrána nejen vhodná barviva ale i co možná nejvíce stabilní rozpouštědla. Pro buzení barvivových laserů je nejčastěji používáno optické záření [1] [2] [3] [4] [5] [6].

3) PLYNOVÉ LASERY

Plynové lasery jsou lasery, jejichž aktivní prostředí je v plynném skupenství. Mohou se vyskytovat lasery pracující v impulsním režimu, ve většině případů však pracují v režimu kontinuálním. Plynové lasery nabízejí řadu výhod. Jde zejména o menší deformaci optického svazku při průchodu aktivním prostředím. Menší deformace vede k menší divergenci výstupního svazku a blíží se difrakční mezi. Díky malé šířce spektrálních čar je možné dosáhnout vysokou stabilitu frekvence výstupního záření. Mezi nevýhody těchto laserů patří relativně malá objemová hustota počtu částic, která způsobuje malé objemové výstupní výkony. Podle toho, mezi kterými složkami plynu se tvoří inverze populace hladin, rozlišujeme plynové lasery na atomární, iontové a molekulární.

Atomární lasery mají aktivní prostředí tvořené elektricky neutrálními atomy. Mezi typického zástupce patří helium neonový laser, jehož aktivní prostředí je tvořeno excitovanými atomy neonu. Atomy neonu jsou excitovány v kontinuálním doutnavém elektrickém výboji ve směsi plynů helia a neonu. Při nepružných srážkách elektronů výboje s atomy neonu i helia se část kinetické energie elektronů výboje přeměňuje na vnitřní energii atomů. Populace jednotlivých energetických hladin závisí jak na rychlosti a hustotě elektronů ve výboji, tak na přenosu excitační energie a relaxačních procesech probíhajících v obou komponentách plynové směsi. Héliové atomy slouží jako zásobárna excitační energie, která je předávána atomům neonu, které jsou před srážkou s héliem v základním stavu. Dle přechodu mezi hladinami a dle poměrů prvků ve směsi lze rozdělit vyzařování helium - neonového laseru na tři vlnové délky, a to 0,632 μm , 1,152 μm a 3,391 μm . V prvním případě se jedná o vlnovou délku odpovídající červené barvě. Díky tomuto zbarvení se velmi často používá jako naváděcí laser pro lasery s vlnovou délkou spadající do neviditelné oblasti spektra. Helium neonový laser však může generovat záření v celém spektru viditelných a infračervených vlnových délek.

Iontové lasery mají aktivní prostředí tvořeno ionty vzácných prvků nebo ionty par kovů, přičemž ionty vzácných prvků bývají dvojnásobné, typickým zástupcem je argonový laser. Představitelem laseru s parami kovů je helium – kadmiový laser. Společnou vlastností těchto laserů je schopnost generace

záření na několika různých vlnových délkách ve viditelné a blízké infračervené oblasti spektra a jejich vysoké požadavky na prahový budící výkon.

Molekulární lasery jsou vyznačovány zesilováním optického záření v důsledku stimulovaných přechodů mezi energetickými hladinami molekul. Každá molekulární hladina se dále štěpí na vibrační podhladiny, které jsou dále složeny z rotačních podhladin. V molekulách lze vytvářet inverzi populace hladin mezi energetickými hladinami různého typu. Inverze mezi dvěma elektronickými stavy umožňuje generovat viditelné či ultrafialové záření. Do této skupiny patří vodíkový, dusíkový a excimerový laser. Dusíkové lasery mají aktivní prostředí v podobě molekulárního dusíku a mohou generovat záření ve třech oblastech optického spektra. Jedná se o ultrafialové záření (337–328 nm), viditelné a blízké infračervené záření (754–1235 nm) a infračervené záření (3,29 – 3,47 μm a 8,15 - 8,21 μm). Excimerové lasery jsou tvořeny eximery. Jde o nestabilní molekuly, které vznikají pouze na přechodnou dobu v důsledku vzájemného působení vybuzeného atomu s atomem, popřípadě vybuzené molekuly s molekulou v základním stavu. Vodíkové lasery jsou používány pro generaci ultrafialového záření v oblasti vlnových délek 140–165 nm (tzv. Lymanův pás) a 100–120 nm (tzv. Wernerův pás). Inverze mezi vibračně – rotačními hladinami vede ke generaci infračerveného záření. Příkladem jsou CO₂ lasery, CO lasery, chemické lasery a gazodynamické lasery. Nejběžnější jsou O₂ a CO lasery. CO₂ lasery mají aktivní prostředí v podobě molekul oxidu uhličitého. Ke stimulované emisi dochází při kvantových přechodech mezi různými vibračně – rotačními podhladinami základního elektronového stavu molekuly. Aktivní prostředí CO laseru je tvořeno molekulami oxidu uhelnatého. Laserové přechody se uskutečňují mezi vibračně – rotačními hladinami základního elektronového stavu této molekuly. CO lasery využívají infračervené záření v rozmezí 5 až 6,5 μm . Spolu s CO₂ se vyznačují svou vysokou účinností [1] [2] [3] [4] [5] [6].

4) PLAZMATICKÉ LASERY

U plazmatických laserů je inverze populace vytvářena chladnoucím plazmatem. V procesu relaxace plazmatu dochází k rychlejší depopulaci dolních energetických hladin než horních energetických hladin některých iontů nebo atomů. Plazmatické lasery s aktivním prostředím vytvořeným mnohonásobně nabitými ionty jsou jednou z cest k vytvoření rentgenového laseru. Rentgenové lasery jsou zdrojem koherentního rentgenového záření, pracují na principu zesilování spontánního záření pomocí stimulované emise. Podmínkou jejich činnosti je dosažení inverze populace hladin na kvantových přechodech s rezonanční frekvencí spadající do oblasti rentgenových frekvencí [1] [2] [3].

5) POLOVODIČOVÉ LASERY

Polovodičové lasery využívají aktivního prostředí vlastních polovodičů nebo příměsových polovodičů typu P a N. Princip polovodičového laseru je založen na vzniku stimulované emise záření v aktivním polovodičovém materiálu při kvantových přechodech elektronů z vodivostního do valenčního energetického pásu. V aktivním polovodičovém prostředí je možné dosáhnout velkého optického zesílení. Koherentního záření se dosáhne pouze inverzí populace v aktivním prostředí a vzniku kladné zpětné vazby. Inverze populace vzniká injekcí nosičů nebo PN přechodem. Kladná zpětná vazba se vytváří dvěma polopropustnými zrcadly rezonátoru. Polovodičové lasery bývají buzeny elektronovým svazkem nebo elektrickým proudem [1].

1.2.2. Dělení dle režimu generace laseru

Ideální laser je zdrojem záření dané frekvence, která je rovna jak frekvenci kvantového přechodu aktivního prostředí v rezonátoru, tak rezonanční frekvenci optického záření, v němž se prostředí nachází. Laser může pracovat v kontinuálním, impulzním a pulzním režimu.

1) KONTINUÁLNÍ REŽIM

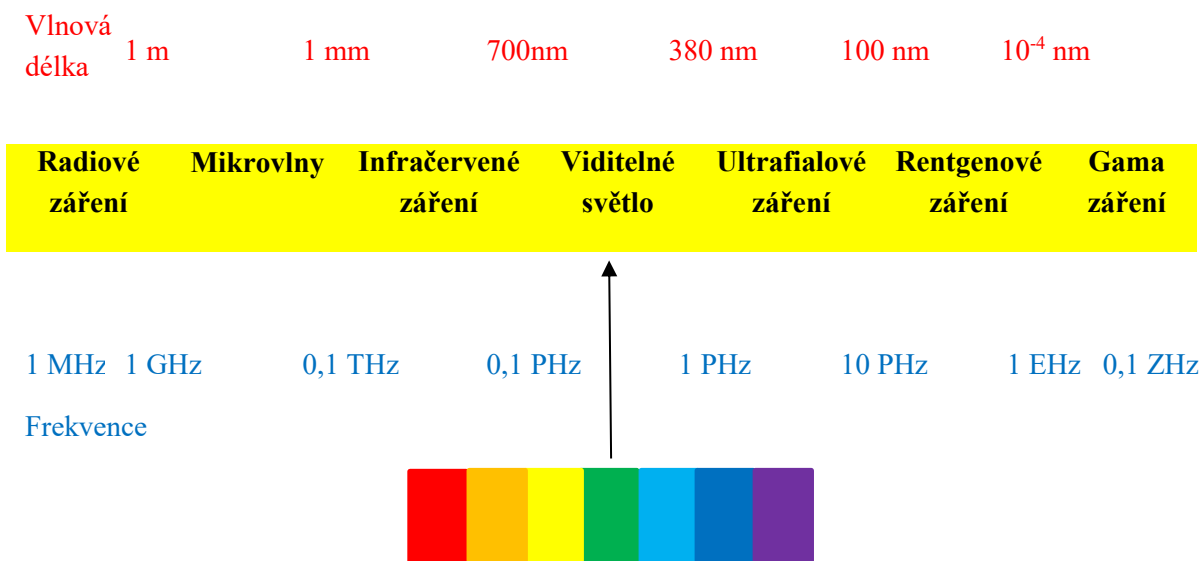
V kontinuálním režimu laser pracuje, jestliže buzení je nezávislé na čase a jestliže i všechny geometrické parametry laserového systému jsou na čase taktéž nezávislé. Z laseru pracujícím v kontinuálním režimu vystupuje záření o stálé intenzitě, což je dáno saturačními vlastnostmi zesilujícího prostředí a ztrátami optického rezonátoru [1] [2] [3].

2) IMPULSNÍ A PULZNÍ REŽIM

Impulsní režim generace záření je založen na ovládní některých parametrů dodatečných prvků uvnitř optického rezonátoru. Impulsní buzení se používá pro generaci impulsů, jejichž doba trvání přesahuje několik desítek mikrosekund. V případě, že je potřeba generovat impulsy nanosekundové je využívána řízená změna vlastností optického rezonátoru tzv. Q – spínání. Pro generaci impulzů pikosekundových délek se využívá metoda synchronizace módů. O pulzním režimu lze hovořit, vystupuje-li z laseru sled pravidelně se opakujících impulzů. Rozdíl od impulzního režimu je v tom, že z impulzního laseru vystupuje jeden osamocený impulz [1] [2] [3].

1.2.3. Dělení dle generované vlnové délky

V dnešní době se vyskytují lasery, které mají buď pevnou vlnovou délku, na které generují záření, anebo lasery přeladitelné, u kterých lze změnou frekvence změnit i vlnovou délku vyzařovaného záření. Lasery generují záření infračervené, viditelné, ultrafialové a rentgenové. Infračervené záření zaujímá vlnové délky v rozmezí 700 nm až 1 mm a lze dělit na blízké infračervené záření pohybující se v rozmezí 0,70 – 5 μm , střední záření, jehož vlnové délky dosahují velikosti 5–30 μm a vzdálené infračervené záření, které leží mezi 30–1000 μm . Viditelné záření se nachází v rozmezích 380–700 nm a je charakteristické tím, že po dopadu na fotoreceptory oka vytváří zrakový vjem. Viditelnému záření přísluší barvy fialová (380–450 nm), tmavě modrá (450–480 nm), světle modrá (480–510) zelená (510–550 nm), žlutá (550–585 nm), oranžová (585–620 nm) a červená (620–700 nm) Ultrafialové záření je možné opět rozdělit, a to na blízké, které spadá do vlnových délek 400–200 nm a dále se dělí na dlouhovlnné (400–320 nm), středovlnné (320–280 nm) a krátkovlnné (méně než 280 nm) a záření daleké, dosahujících vlnových délek v rozmezí 10–200 nm [1] [3].



Obrázek 3: Elektromagnetické spektrum záření [7]

2. Lasery používané v lékařské terapii

Zázračné účinky světla, respektive slunečních paprsků znali lidé odpradáвна a však až koncem 18. století došlo k systematickému shromažďování údajů o vlivu slunce na lidský organismus, a to především díky významným objevům v oblasti optiky. Bylo zjištěno, že sluneční světlo zahrnuje celé spektrum viditelných barev. Následně se ukázalo, že toto barevné spektrum obsahuje i neviditelné barvy, a to infračervenou a ultrafialovou. Cílem medicíny se tak stalo objasnění, jak všechny tyto druhy viditelného i neviditelného záření působí na člověka a jaký na něj mají vliv.

K prvním výsledkům došel v roce 1940 německý oftalmolog Gerd Meyer, který ukázal, že směrované a koncentrované sluneční záření může být využito k léčbě odtržené části sítnice lidského oka. První úspěšná operace proběhla o devět let později a brzy na to byl sestrojen první oční fotokoagulátor s výkonovou xenonovou lampou. Toto zařízení bylo nahrazeno laserovými přístroji, které v medicíně zaznamenaly obrovský úspěch. Začaly sloužit nejen v oftalmologii, ale také v kožním lékařství, kde napomáhaly k odstranění nádorů či červených skvrn na pokožce. V roce 1965 byla provedena Hughem Beckmanem operace duhovky a bylo tak dokázáno, že laser není jen koagulující přístroj, nýbrž je i přístroj chirurgický. V témže roce byl demonstrován Nd skleněný laser jako chirurgický nůž a v roce 1964 byl ověřen první chirurgický CO₂ laser. Laser tak začal prostupovat i do jiných odvětví medicíny, jak již do zmíněné oftalmologie a dermatologie tak dále například do odvětví plastické chirurgie, neurochirurgie, otolaryngologie, urologie či gynekologie.

Na prudký rozvoj laseru v lékařství mají vliv především jeho vlastnosti. Jedná se o monochromaticnost, koherenci, kolimavost, které zajišťují lepší přesnost zásahu a větší účinek v porovnání s jinými zdroji světla. Monochromaticnost a koherence jsou vlastnosti laseru zajišťující jeho využívání v lékařské diagnostice. V chirurgii je využívána konverze laserového záření na teplo uvnitř tkáně, jehož výsledkem je řezání a koagulace. Laserovou chirurgii lze rozdělit na pět oblastí podle stupně rozpracování a to na:

1. Oftalmologii
2. Gastroenterologii a gynekologii
3. Dermatologii, plastickou chirurgii a neurologii
4. Urologii, hrudní chirurgii a obecnou chirurgii
5. Onkologii, ortopedii, stomatologii a kardiovaskulární chirurgii

Malá rozbíhavost laserového světla a jeho možnost koncentrace velmi vysoké světelné intenzity v ohnisku čočky je zase základním parametrem pro využívání v terapii [1].

Obecně platí, že z fyzikálních parametrů lze ovlivnit reakci ozářené tkáně zejména vlnovou délkou paprsku, která ovlivňuje hloubku a místo absorpce, výkonem aplikovaného paprsku, hustotou energie působící na ozářenou tkáň a modulací aplikovaného paprsku. Dle výkonu lze lasery rozdělit na nízkovýkonové a vysokovýkonové [8].

2.1. Nízkovýkonové lasery

Jedná se o polovodičové lasery, jejichž výkon je nižší než 500 mW. LLLT (Low Level Laser Therapy) je využívána například v dermatologii, gynekologii či stomatologii. Dále může být použita při léčbě pohybového ústrojí, a to pro svůj analgetický, protizánětlivý a stimulační účinek. Léčba kůže a sliznic je prováděna zejména lasery emitujícími paprsky v oblasti červených vlnových délek. K léčbě hlouběji uložených struktur je využíváno laserů emitujících v oblasti infračervených vlnových délek. Vzhledem k tomu, že při používání těchto laserů může dojít k poškození oka, je nutné zrak obsluhy chránit za pomoci speciálních ochranných brýlí, které zamezují průniku laserových paprsků do očí. V případě, že ochranné brýle nejsou při manipulaci s laserem použity, může dojít až k popálení sítnice.

Podobné účinky jako má LLLT mají i tzv. biolampy. Nejedná se již o laserové zdroje světla, ale jde o zdroje světla polarizovaného. Ve srovnání s laserem je světelný signál slabší, nekoherentní, s podstatně nižší hustotou výkonu. Nemůže tedy dojít k poškození zraku [8].

2.1.1. Fotodynamická terapie (PDT)

Fotodynamická terapie (Photo Dynamic Therapy) patří mezi terapie využívající nízkovýkonové lasery, kdy jejich výkon je nižší než 100 mW, z toho důvodu jde prozatím o terapii menších zhoubných nádorů, neboť světlo proniká jen do malé hloubky tkáně. Principem fotodynamické terapie je aplikace látky, která je charakteristická tím, že se zcela specificky hromadí v rychle se proliferujících buňkách. Takovou tkáň vytvářejí buňky nádorového bujení. Tato léčebná metoda vychází z toho, že nádory ozářené UV světlem vykazují červenooranžovou fluorescenci a tím mohou být tedy lokalizovány. Fluorescence je způsobena derivátem hemoglobinu. Derivát hemoglobinu je vstřebáván celým tělem organismu s výjimkou nádorové tkáně, která jej kumuluje. Vybuzené molekuly derivátu fotochemickou reakcí nádorové buňky likvidují. Derivát bývá během tří dnů z těla vyloučen, zůstává pouze v tumoru. Po ozáření červeným světlem začne derivát uvolňovat z molekuly porfyrinu atomární kyslík, který je díky své reaktivitě pro nádorovou tkáň cytotoxický. Využívají se lasery barvivové, které jsou v dnešní době stále více vytlačovány laserem diodovým, a to zejména pro podstatně menší rozměry a nižší provozní i zřizovací náklady, dále lasery kryptonové či plynové o vlnových délkách 631 nebo 628 nm [2] [9].

2.2. Vysokovýkonové lasery

Vysokovýkonné lasery se svým mechanismem zásadně liší od nízkovýkonových laserů. V místě, kde je laserový paprsek o vysokého výkonu absorbován je nashromážděno velké množství energie ve velice malé oblasti. Tato nashromážděná energie se přemění na energii tepelnou či mechanickou anebo může vyvolat chemické reakce. U invazivní laserové terapie je nejdůležitější jedinečná vlastnost laserového paprsku a princip selektivní fototermolýzy, což znamená, že dochází k preferenční absorpci elektromagnetického záření ve tkáni bez nežádoucího termického poškození okolní tkáně.

Vysokovýkonové lasery jsou nejvíce uplatňovány v chirurgických oborech. Zde jsou používány za účelem ostře ohraničeného, bezdotykového řezu, při kterém jsou minimalizovány krevní ztráty, pooperační edémy a bolestivost [8].

2.2.1. Dělení vysokovýkonových laserů dle terapeutických indikací

- **Lasery pro léčbu cévních lézí** – používá se KTP laser o vlnové délce 532 nm
- **Lasery pro odstranění tetováží a kožních pigmentových lézí** – nejčastěji bývá používán Nd:YAG laser s vlnovou délkou 532 nm nebo rubínový laser o vlnové délce 694 nm.
- **Vaporizační lasery** – slouží k odstranění nežádoucích lézí, kdy je laserový paprsek absorbován intracelulární tekutinou za vzniku ablace kožního povrchu. Do této skupiny se například řadí CO₂ laser s vlnovou délkou 10 600 nm
- **Lasery k odstraňování ochlupení** – k depilaci se používají lasery diodové či rubínové, přičemž diodové lasery využívají vlnové délky o velikosti 800 nm a rubínové lasery o velikosti 694 nm. Princip této terapie spočívá v tom, že laserový paprsek musí zasáhnout vlasový folikul tak, aby došlo k jeho likvidaci.
- **Laserové přístroje na léčbu akné** – používají se pulzní diodové lasery o vlnové délce 1450 nm. Při terapii dochází k nekróze mazových žláz a tím k redukci mazu a s tím související tvorby aknézních lézí.
- **Lasery využívané v zubním lékařství** – využívá se Er:YAG laser, novinkou je laser kombinující dvě nejlepší vlnové délky Nd:YAG a Er:YAG laseru. Tato novinka se používá jak k ošetření tvrdých, tak i měkkých tkání. V zubní chirurgii pak bývá využíván CO₂ laser.
- **Lasery využívané k fotorejuvenaci (omlazení pleti)** – laserové paprsky při zákroku procházejí do pokožky bez narušení povrchové vrstvy kůže. Nedochází k valorizaci, ale k nekróze buněk. Proniklé paprsky povzbuzují buňky produkující kolagenní vlákna, což má za následek novotvorbu kolagenu. Pro tyto estetické účely se používá například CO₂ frakční laser.
- **HILT (High Intensity Laser Therapy)** – jedná se o terapii, která využívá lasery generující krátce tvarující impulzy s velmi vysokou intenzitou, což umožňuje průnik paprsků hlouběji do tkáně bez tepelného poškození. Paprsek prostupuje do hloubky tkáně díky výkonu až 12 W. Používá se například Nd:YAG pulzní zdroj s vlnovou délkou 1064 nm nebo i kombinace dvou laserů emitujících záření v oblasti dvou různých infračervených vlnových délek. Jsou využívány zejména pro své analgetické a stimulační účinky [2] [8].

2.3. Lékařské obory využívající terapeutické lasery

Oftalmologie

V očním lékařství lze laserovou terapii rozdělit na biostimulační, fotodynamickou, fototermickou, fotoablační a fotodisruptivní.

Biostimulace využívá nízkých hodnot hustoty energie, což způsobuje její rychlé vyčerpání při fotobiochemických tkáňových reakcích a tím pak dochází ke stimulaci metabolismu. Nejčastěji je využíváno záření He – Ne laseru o vlnové délce 632,8 nm a velikosti výkonu 1 mW. Biostimulace slouží k urychlení procesu hojení chronických víčkových afekcí či chronických procesů předního segmentu oka.

Fotodynamická terapie využívá nepřímé metody vlivu světelného záření na tkáň. Laserový paprsek s malou intenzitou o určité vlnové délce vyvolává v některých barvivech absorbujících laserové záření fotochemickou či fototermickou reakci, která má ve srovnání se samotným laserovým zářením několikanásobně vyšší účinek a dochází tak k poškození obarvené cílové tkáně. Tato terapie slouží k léčbě některých typů věkem podmíněné makulární dystrofie.

Fototermická laserová terapie využívá přeměny laserové energie absorpcí v tkáňovém pigmentu. Nejčastěji se pracuje s Nd:YAG laserem poskytující laserový paprsek o relativně vysoké energii. Terapie slouží například k léčbě glaukomu, k destrukci nádorových tkání či k rozvolnění stehů po operaci oka.

Fotoablace je způsobená vysokoenergetickými fotony krátkého ultrafialového záření excimerových laserů, kdy při aplikaci laserové energie na oční tkáň dochází k rozvolnění molekulární i intermolekulární vazby a tkáň se rozpadá. Nejvyužívanější je argon-fluoridový excimerový laser o vlnové délce 193 nm. Fotoablace našla své uplatnění například při korekci myopie, hypermetropie, astigmatismu, presbyopie či při odstranění nádorů.

Fotodisruptivní terapie slouží k rozbíjení cílové tkáně plazmatickým výbuchem. K jeho iniciaci je potřeba velmi vysoké lokální hustoty výkonu, která by měla být větší než 10^{10} W/cm^2 , z toho důvodu je nutné nejen zvýšit výkon laseru, ale také koncentrovat jeho paprsek do velmi malého prostoru. Rutině se k těmto úkonům používá Nd:YAG laser s přepnutím kvality optického rezonátoru Q využívající délky pulzu do 3-5 ns [10].

Gynekologie

Laserová terapie se v gynekologii používá při léčbě virových zánětů rodidel, zánětů Bartholinské žlázy, zánětu čípku děložního, episiotomie (nástřih hráze mezi pochvou a konečníkem během porodu), operačních ran ihned po operaci, zabránění vzniku keloidní jizvy, chronických zánětů pochvy. K léčbě zánětlivých procesů se využívají lasery do vlnové délky 830 nm, za pomoci laseru s vlnovou délkou nacházející se v rozsahu 830-930 nm se léčí čerstvé pooperační rány. K ošetření starších jizev či strií slouží lasery s vlnovou délkou nad 930 nm [3].

Dermatologie

Lasery jsou v dermatologii využívány díky selektivní fototermolýzy, tedy preferenční absorpci elektromagnetického záření v určité tkáni. Podle využití se v dermatologii rozlišují lasery pro léčbu cévních lézí, pigmentací a tetováží, odstraňování nežádoucího ochlupení, k léčbě akné, k fotorejuvenaci a biopsii.

Lasery pro léčbu cévních lézí způsobují koagulaci či rozrušení cévy. Nejvíce bývají využívány barvivové lasery s vlnovou délkou 585–600 nm. Pomocí tohoto laseru lze řešit vaskulární léze, jako jsou névus flammeus, hemangiomy, vaskulární malformace, poikiloderma či metličkovité varixy.

Lasery určené pro terapii pigmentací a tetováží způsobují foto-disrupci (rozstřelení) melaninu či barviva, které je následně fagocytováno. Využívají se lasery s vysokou pulzní energií, mezi něž patří například Q – switched Nd:YAG laser o vlnové délce 532 nm či rubínový laser s vlnovou délkou 694 nm. Ošetřeny bývají nejčastěji pozánětlivé hyperpigmentace, anebo hyperpigmentované jizvy.

Lasery používané k odstraňování nežádoucího ochlupení slouží k permanentní redukci nechtěného ochlupení za využití principu selektivní fototermolýzy. Lasery používané k depilaci jsou lasery diodové o vlnové délce 800 nm či lasery rubínové s vlnovou délkou 964 nm. Za pomoci těchto laserů je možné depilovat jakoukoli část pokožky, přičemž nejčastější lokality jsou obličej, podpaží, třísla a dolní končetiny.

Lasery na léčbu akné prohřívají mazové žlázy a tím způsobují jejich nekrózu, čímž dochází k omezení tvorby mazu a redukci aknézních lézí. K terapii jsou využívány pulzní diodové lasery o vlnové délce 1450 nm. Tento laser je ideální k léčbě papulopustulózní formy akné.

Lasery využívané k fotorejuvenaci tedy omlazení pleti ničí elastická vlákna za následné stimulace nové dermální mezibuněčné substance s cílem zmenšení vrásek a tonizace pleti. Tyto estetické úpravy lze provádět různými typy laserů, např. pulzním diodovým laserem o vlnové délce 1450 nm či pulzním barvivovým laserem s vlnovou délkou 585–595 nm. Nejčastěji bývá prováděna rejuvenace pokožky obličeje, krku a dekoltu.

Lasery biostimulační slouží k ovlivňování reparačního procesu u špatně se hojících ran různé etiologie. Bývají využívány lasery polovodičové a plynné (helium – neonové), přičemž výhodnější jsou lasery polovodičové, neboť na rozdíl od He – Ne laseru, který pracuje pouze v kontinuálním režimu na vlnové délce 632 nm s výkonem v rozmezí od 5 do 100 mW, využívají jako zdroj záření diodu, jejichž konstrukce umožňuje miniaturizaci celého přístroje i velkou variabilitu ve smyslu vlnové délky a výkonu. V dermatologii je biostimulační laser používán převážně k terapii špatně se hojících ran, bércových vředů, jizev, proleženin, bolesti po prodělaném pásovém oparu, modřin, akné či ložiskového výpadu vlasů [8] [11].

Stomatologie

Ve stomatologii našel laser své uplatnění například při léčbě paradentóz, kdy jsou využívány aplikace Er:YAG laserů. Tento laser dále slouží při léčbě hloubkového kazu, přičemž pronikající světlo ničí bakterie v dentinových tubulech do hloubky 0,2 mm. Lasery jsou také používány k odstranění starých kompozitních výplní i ošetření iniciálních stádií zubního kazu včetně snesení skloviny a dentinu. V současné době roste zájem o terapii defektů v oblasti krčků zubů [12].

3. Bezpečnost a legislativa při práci s terapeutickými lasery

Laserové záření může kromě svého pozitivního vlivu na organismus představovat pro živé tkáně také nebezpečí. Největšímu riziku je vystaveno lidské oko, menšímu a však ne zanedbatelnému riziku je pak vystavena kůže, jejíž poškození bývá ve většině případů pouze estetického charakteru.

Bylo popsáno, že pro záření ve viditelné oblasti spektra je maximální povolená hustota výkonu přibližně $100 \text{ m} \cdot \text{W} \cdot \text{cm}^{-2}$. V případě použití pulzních laserů se hustota energie může pohybovat ve velikosti $10^{-8} \text{ J} \cdot \text{cm}^{-2}$, což je limit pro běžný bezpečný pulzní provoz. V případě přepnutí do Q režimu by měla tato hodnota být snížena na velikost $10^{-9} \text{ J} \cdot \text{cm}^{-2}$. Komerčně dostupné rubínové lasery mohou poskytovat energii do $10^{-1} \text{ J} \cdot \text{cm}^{-2}$ v každém pulzu, aniž by byla zornice oka vystavena nebezpečí.

Existuje řada faktorů ovlivňující riziko poškození oka, jedná se například o výstupní vlnovou délku, průměr zornice nebo výše zmíněnou hustotu energie. Obecně platí, že oko nesmí být nikdy vystaveno přímému laserovému paprsku nebo jeho odrazu, proto je nezbytné věnovat zvýšenou pozornost při nastavování optických komponent laserového systému [6].

3.1. Laser a jeho biologické účinky

Laserové záření působící na biologickou tkáň může způsobovat různý stupeň jejich poškození. Laserové záření obecně působí na tkáň mechanismem, který zahrnuje například působení tepla, fotochemické procesy, akustické jevy či expozici. Poškození tkáně je závislé na fyzikálních parametrech zdroje záření, jedná se především o vlnovou délku záření, dobu trvání impulsu záření, velikost obrazu, intenzitě ozařování a dávku ozáření. Příčinou poškození tkáně je schopnost absorpce záření dané tkáně. Kterou tkáň je určitý laser schopen poškodit, je tedy dáno zejména vlnovou délkou.

Typy poškození tkáně dle působícího mechanismu

- **Poškození tkáně teplem** – tepelné účinky jsou spojeny s dobou trvání ozáření od 1 ms do několika sekund. Ke zvýšení teploty ve tkáni dochází díky zrychlenému kmitání molekul po absorbování energie. Principiálně je velikost poškození závislá na schopnosti tkáně absorbovat záření o dané vlnové délce, na intenzitě dopadajícího laserového svazku, na velikosti ozáření plochy a době expozice. Dopad poškození může být jak neznatelný, tak může docházet k jeho projevům v podobě zarudnutí kůže, spálení kůže či až k úplnému roztržení tkáně. Vlivem vodivosti se navíc tepelná vlna může šířit a způsobit tak nárůst plochy poškození. Poškození tkáně vlivem tepelných účinků bývá běžnější u laserů pracujících v kontinuálním režimu nebo u laserů s dlouhými pulsy. Výjimku však tvoří ani lasery s pulsy krátkými.
- **Poškození tkáně vlivem fotochemických procesů** – fotochemické účinky jsou většinou způsobeny zářením v ultrafialové oblasti spektra a poškození tkáně mohou vyvolat již při nízkých úrovních ozáření. Účinky bývají vyvolány absorpcí dané energie světla,

kdy nastává chemická reakce. Fotochemické procesy mohou být příčinou zčervenání kůže a jejího následného zhnědnutí či zanícení. Působením na oční tkáň může dojít k narušení epitelu rohovky nebo proteinu v buňkách tkáně.

- **Poškození tkáně vlivem akustických jevů** – akustické účinky nastávají tehdy, přemění-li se část energie laserových impulsů dopadající na tkáň na energii mechanickou. Tento jev je doprovázen vznikem rázové akustické vlny, která při dostatečné síle může tkáň dokonce i roztrhnout.
- **Poškození tkáně vlivem expozice** – účinky expozice spočívají v jejím dlouhodobém trvání, kdy ultrafialové záření urychluje proces stárnutí pokožky a může vyvolat rakovinné bujení. Dlouhodobé ozáření rohovky se může podílet na vzniku kataraktu.

3.2. Legislativa

Legislativa České Republiky zaměřující se na bezpečnost při práci s lasery zahrnuje zejména zákon č. 258/2000 Sb. §35 a §36 a sbírku zákonů 106/2010 §8 (k §35 a §36 zákon č. 258/2000 Sb.) ve znění:

Předpis č. 258/2000 Sb. Zákon o ochraně veřejného zdraví a o změně některých souvisejících zákonů

Neionizující záření

§35

„(1) Neionizujícím zářením se pro účely tohoto zákona rozumí elektrická a magnetická pole a elektromagnetické záření o frekvenci do $1,7 \cdot 10^{15}$ Hz.

(2) Osoba, která používá, popřípadě provozuje stroj nebo zařízení, které je zdrojem neionizujícího záření včetně laserů (dále jen "zdroj neionizujícího záření"), je povinna

a) činit taková technická a organizační opatření, aby expozice fyzických osob v rozsahu upraveném prováděcím právním předpisem nepřekračovaly nejvyšší přípustné hodnoty neionizujícího záření,

b) při zjišťování a hodnocení expozice fyzických osob a úrovně neionizujícího záření postupovat způsobem stanoveným prováděcím právním předpisem,

c) před zahájením používání nebo provozu zdroje neionizujícího záření veřejné telekomunikační sítě v obytné zástavbě vypracovat dokumentaci, ve které bude doloženo výpočtem nebo měřením dodržení nejvyšších přípustných hodnot neionizujícího záření z hlediska možné expozice fyzických osob, a předložit tuto dokumentaci příslušnému orgánu ochrany veřejného zdraví,

d) v případech stanovených prováděcím právním předpisem označit výstrahou místa (oblasti, pásma), ve kterých expozice osob neionizujícímu záření může překročit nejvyšší přípustné hodnoty.

(3) Pokud dojde k závadě zdroje neionizujícího záření, která by mohla vést k expozici fyzických osob překračující nejvyšší přípustné hodnoty, osoba, která zdroj neionizujícího záření používá, popřípadě provozuje, jeho provoz neprodleně zastaví. Tím nejsou dotčeny její povinnosti podle zvláštních právních předpisů“ [13].

„Výrobce a dovozce laseru je povinen zajistit

- a) zařazení laseru do třídy způsobem stanoveným prováděcím právním předpisem a označení laseru štítkem s uvedením tohoto zařazení,
- b) opatření laserů zařazených do třídy II. a vyšší výstražným textem a laserů třídy III. a IV. signalizací, a to způsobem stanoveným prováděcím právním předpisem,
- c) uvedení údajů nezbytných pro ochranu zdraví stanovených prováděcím právním předpisem v technické dokumentaci připojené ke každému laseru“[13].

Předpis č. 106/2010 Sb. Nařízení vlády, kterým se mění nařízení vlády č.1/2008 Sb., o ochraně zdraví před neionizujícím zářením

Ochrana zdraví zaměstnanců před nepříznivými účinky optického záření

(1) Optickým zářením se pro účely tohoto nařízení rozumí záření z umělých zdrojů ve frekvenční oblasti od $3 \cdot 10^{11}$ Hz do $1,7 \cdot 10^{15}$ Hz, odpovídající vlnovým délkám od 100 nm do 1 mm, jehož spektrum se dělí na

a) ultrafialové záření v rozsahu vlnových délek od 100 nm do 400 nm, které se dále dělí na

- 1. ultrafialové záření UVA odpovídající vlnovým délkám od 315 nm do 400 nm,
- 2. ultrafialové záření UVB odpovídající vlnovým délkám od 280 nm do 315 nm a
- 3. ultrafialové záření UVC odpovídající vlnovým délkám od 100 nm do 280 nm,

b) viditelné záření v rozsahu vlnových délek od 380 nm do 780 nm,

c) infračervené záření v rozsahu vlnových délek od 780 nm do 1 mm.

(2) Podle průběhu emise se optické záření rozlišuje na koherentní a nekoherentní. Koherentní záření vzniká stimulovanou emisí, kde je jednoznačně definována jeho fáze a frekvence; záření vysílané laserem je záření koherentní. Nekoherentní záření vzniká samovolnou emisí záření.

(3) Pro účely tohoto nařízení se laserem rozumí jakékoliv zařízení, které může být upraveno k vytváření nebo zesilování elektromagnetického záření v rozsahu vlnových délek optického záření primárně procesem kontrolované stimulované emise.

(4) Nejvyšší přípustné hodnoty expozice nekoherentnímu optickému záření jsou uvedeny v příloze č. 2 k tomuto nařízení.

(5) Nejvyšší přípustné hodnoty expozice záření vysílanému laserem jsou uvedeny v příloze č. 3 k tomuto nařízení [13].

3.2.1. Rozdělení laserů do tříd

Lasery jsou do jednotlivých tříd děleny podle normy ČSN EN 60825-1:2014. Lasery bývají do jednotlivých tříd zařazeny dle maximální přípustné dávky ozáření (MPE), což je úroveň laserového záření, jemuž může být za normálních okolností vystaven člověk, aniž by záření na něj mělo záření nepříznivý vliv. Úrovně MPE odpovídají maximální úrovni záření, které může být vystaveno oko nebo pokožka bez okamžitého či pozdějšího poranění. Vztahují se k vlnové délce laserového záření, délce impulsu, době trvání ozáření, typu ozáření tkáně. Rozsah vlnových délek se pohybuje od 400 nm do 1400 nm. Dále se zde řadí limit přístupné emise (AEL). Jedná se o maximální přípustnou emisi, která je v rámci dané třídy povolena. Zařazování laserů do tříd je ovlivněno velikostí výstupního výkonu záření, vlnovou délkou a jejich rozsahu a vyzařovanou hustotou energie. Lasery jsou do tříd zařazovány výrobcem nebo dovozcem. V případě, že jsou parametry laseru změněny, je osoba, která je

upravila, povinná zajistit případné přiřazení laseru do třídy, do které nově náleží. Třída, do níž daný laser patří, musí být viditelně vyznačena na přístroji [14].

Základní zařazení laseru do tříd:

- **Laserové zařízení třídy 1** – do této třídy se řadí lasery, jejichž výkon záření nepřekračuje kritickou hodnotu $0,4 \mu\text{W}$ a dále všechny lasery, a to včetně vysokovýkonných, jejichž kryt je upraven tak, aby jej nebylo možné otevřít bez použití nástrojů a v případě jeho otevření došlo k přerušení chodu laseru. Při práci s laserem třídy 1 nejsou nezbytná žádná zvláštní bezpečnostní opatření.
- **Laserové zařízení třídy 1M** – tato zařízení emitují záření o rozsahu vlnových délek od 302,5 nm do 4000 nm. Zařízení třídy 1M nesmí umožňovat přístup obsluhy během provozu. V průběhu používání jsou zařízení bezpečná, včetně dlouhodobého přímého sledování svazku nechráněnými očima. K poškození zraku může dojít pouze tehdy, je-li svazek záření sledován optickými pomůckami, jako jsou lupa či dalekohled.
- **Laserové zařízení třídy 2** – mezi tyto lasery patří přístroje generující záření v rozsahu vlnových délek viditelného záření od 400 nm do 700 nm, které neumožní během provozu přístup obsluhy k záření přesahujícímu limit přípustné emise třídy 2 pro použitelné vlnové délky a doby trvání vyzařování a jejichž střední výkon nepřesahuje 1 mW a zároveň je větší než přípustná hodnota třídy 1. Lasery nebývají nebezpečné v případě chvilkového ozáření, riziku bývá člověk vystaven, pouze pokud dojde k přímému pohledu do svazku záření, tehdy může nastat i oslepnutí. Jako ochranná reakce postačí, v případě že pohled do paprsku trval méně než 0,25 s, zavření očí či odvrácení hlavy. Preventivní ochranou jsou varovné tabule upozorňující na možné riziko při přímém pohledu do svazku.
- **Laserové zařízení třídy 2M** – jedná se o laserová zařízení, jejichž rozsah vlnových délek viditelného záření se pohybuje v rozmezí od 400 nm do 700 nm a které neumožňují obsluhu během provozu přístup k záření přesahujícímu limit přípustné emise třídy 2 pro použitelné vlnové délky a doby trvání vyzařování. Pro oko nepředstavují riziko, pokud nejsou použity optické pomůcky
- **Laserové zařízení třídy 3R** – do této třídy se laserová zařízení, jejich záření může překročit MPE při přímém sledování uvnitř svazku. Riziko poškození bývá ve většině případech nízké, neboť pro viditelné svazky je AEL pětinasobkem AEL třídy 2 nebo pro neviditelné svazky AEL pro třídu 1. Nebezpečí poškození roste s délkou doby ozáření, ale i při chvilkovém ozáření ve viditelném vlnovém pásmu může dojít k oslnění, zábleskové slepotě či dočasnému narušení vidění.
- **Laserové zařízení třídy 3B** – záření těchto laserů je již při pohledu do svazku nebezpečné, a to i při chvilkovém pohledu. Může docházet také k poškození pokožky a v případech, kdy má svazek malý průměr. Při používání těchto laserů může hrozit riziko zapálení hořlavých

materiálů. Z těchto důvodů je nezbytné preventivní bezpečnostní opatření. Chod laseru musí být označen akustickou či světelnou signalizací a místnost, ve které se laser nachází, musí být označená předepsanou výstražnou tabulkou. Mezi tyto lasery patří všechny lasery, které překračují hodnoty pro zařazení do předešlé třídy, avšak jejich výstupní výkon musí být menší než 500 mW.

- **Laserové zařízení třídy 4** – do této třídy se řadí lasery, jejichž výkon překračuje limitní hodnoty stanovené pro třídu 3B a lasery, které mohou způsobit nebezpečný difúzní odraz. Tyto lasery představují vysoké riziko poškození zraku při pohledu do svazku, ale také riziko ozáření pokožky či nebezpečí vzniku požáru. Pro tyto lasery platí přísnější kontrolní opatření, varovné výstražné tabule jsou nutností. Tyto vysokovýkonné lasery bývají zřídka používány mimo výzkumné laboratoře či průmysl. Personál obsluhující taková zařízení musí být vždy řádně proškolen. Práce s lasery třídy 4 by měla být provozována pouze na řízených pracovištích nebo tam, kde je paprsek směřován do vesmíru. V jiných případech by měla být místnost, v níž je laser pouštěn, světlotěsná a mělo by být zajištěno, že v případě otevření dveří přestane laser emitovat záření. Toho je dosaženo tak, že vstupní dveře jsou opatřeny bezpečnostními senzory, které při otevření dveří chod laseru přerušují. Pro všechny osoby pracující v kontrolovaném pásmu je nutná ochrana očí [3] [14] [15].

3.3. Bezpečnostní opatření při práci s lasery

Ochrana zdraví před laserovým zářením je dána určitými pravidly, která zaručují, že při jejich řádném dodržování nehrozí poškození zdraví. Všechny nezbytné informace o laserovém záření a bezpečných pracovních postupech bývají uvedeny v technické dokumentaci přiložené k laseru. Dokumentace by dále měla obsahovat návod ke správné montáži a instalaci, návod k obsluze za běžných i mimořádných situací, návod k údržbě, výrobní číslo laseru, rok jeho výroby, údaje o výrobci.

Mezi základní ochranné prostředky se řadí brýle se speciálními filtry, které zabraňují propuštění záření vlnové délky používaného laseru, z toho vyplývá, že podle vlnových délek musí být zvoleny brýle s vhodnými ochrannými prvky. Kromě zraku je nezbytné chránit také sluch, a to zejména při používání vysokovýkonných systémů využívaných v průmyslu, neboť mnoho zdrojů záření produkuje také hluk. Poškození sluchu je bráněno používáním ochranných sluchadel. Dále je potřeba chránit kůži. Za tímto účelem jsou používány rukavice a kombinézy vyrobené ze speciálních materiálů, které odrážejí záření daných vlnových délek.

Vstup do laserového pracoviště musí být vždy řádně označen výstražnými tabulkami, jejichž cílem je informovat o možném nebezpečí laserového záření a případném použití ochranných pomůcek. Současně může být chod laseru doprovázen akustickou nebo světelnou signalizací, která musí být nastavena tak, aby ji bylo možno vidět i přes ochranné brýle. Nejčastěji je pro světelnou signalizaci volena oranžová nebo červená kontrolka. Na laseru bývají také u každé aparatury umístěny výstražné

štítky, jejichž vzhled je dán mezinárodní normou. Štítky musí obsahovat informaci o třídě bezpečnosti laseru a možném vzniku rizik při práci s ním.

Další podmínka pro práci s laserem je, že v prostoru, ve které se lasery používají, se nesmí nacházet látky, ze kterých by se vlivem záření mohly uvolňovat škodlivé plyny či výbušné směsi plynů. Vznikají-li vlivem laserového záření škodlivé látky, pracoviště musí být plně ventilováno. K nezbytným bezpečnostním opatřením také patří řádné proškolení obsluhy, dostatečná kontrola a údržba laseru, preventivní prohlídky pracovníků a hygienické kontroly pracovišť [3] [14] [15].

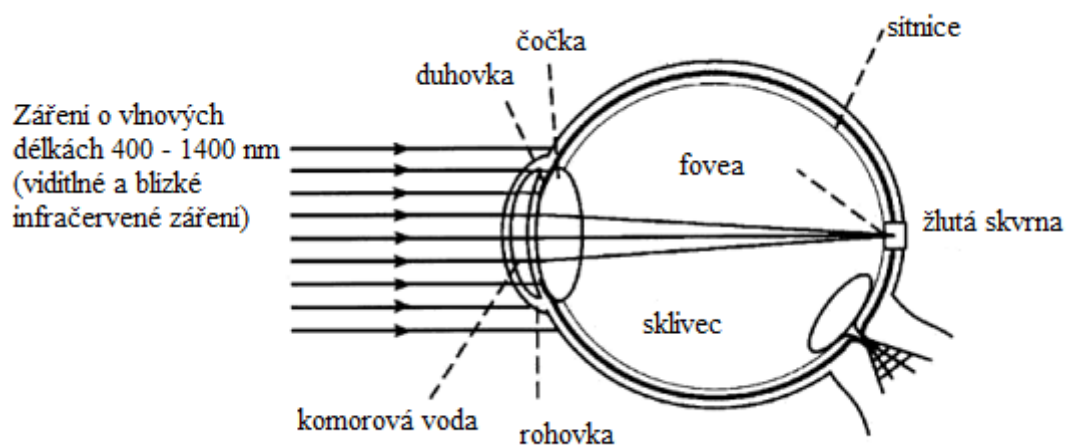
3.4. Nebezpečí vzniku poškození očí

Účinky záření závisí především na velikosti vlnových délek. Platí, že různé vlnové délky mají vliv na různé struktury oka (viz obrázek 4.1). Rohovka absorbuje záření o vlnových délkách od 180 nm do 315 nm. Tyto vlnové délky mohou být odpovědné za vznik fotokeratitidy čili zánětu rohovky. Ultrafialové záření o vlnových délkách 315 nm až 400 nm je absorbováno v čočce a může přispívat k tvorbě určitých forem šedého zákalu. Záření o viditelných vlnových délkách 400 nm až 780 nm a blízké infračervené záření o vlnových délkách 780 nm až 1400 nm je přes oční médium přenášeno s malou ztrátou intenzity a může způsobit vážné poškození sítnice. Z tohoto důvodu bývá laserové záření o vlnových délkách v rozsahu 400 nm až 1400 nm označováno jako oblast záření vysoce nebezpečná pro sítnici. Infračervené záření s vlnovými délkami od 3 μm do 1 mm je absorbováno v přední části povrchu oka, avšak některé střední infračervené záření o vlnových délkách od 1,4 μm do 3 μm mohou pronikat i hlouběji do oka a mohou tak přispívat k tvorbě šedého zákalu [6] [15] [16].

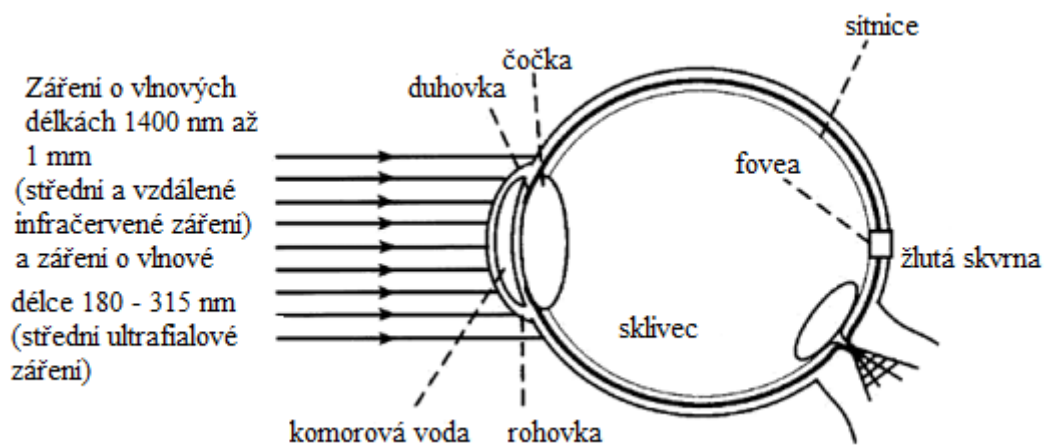
3.5. Nebezpečí vzniku poškození kůže

Nebezpečí poškození kůže bylo dlouhou dobu považováno za druhořadé, nicméně s více se rozšiřujícím používáním laseru vyzařujícím ultrafialové záření ve spektrální oblasti a vysokovýkonných laserů se účinkům přispívajícím k ohrožení kůže klade větší význam. Erytémy, rakovina kůže a zrychlené stárnutí kůže bývají příčinou záření o vlnových délkách od 230 nm do 380 nm (oblast aktinická ultrafialová). Vlnové délky o rozsahu 280 nm až 480 nm mohou mít za následek zvýšenou pigmentaci pokožky. Fotosenzitivní reakce se objevují při vlnových délkách od 310 nm do 400 nm (blízká ultrafialová oblast) a od 400 nm do 600 nm, tedy viditelné oblasti vlnových délek. Nejzávažnější dopad na kůži má záření v infračervené oblasti o vlnových délkách v rozmezí 700 nm až 1000 nm, kdy může dojít až k popálení kůže [7] [16] [17].

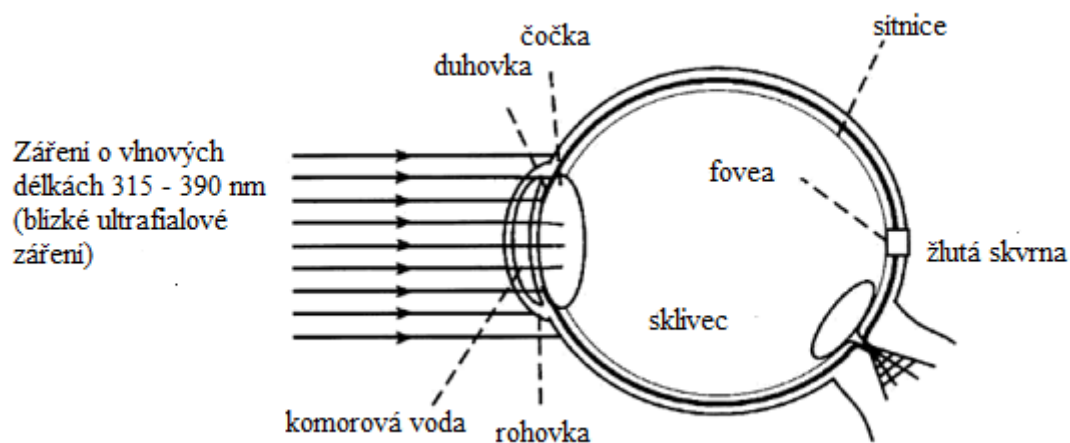
A



B



C



Obrázek 4: Absorpce oka jednotlivých vlnových délek [17]

3.6. Bezpečnost práce s laserem v laboratořích

K realizaci měření na lékařském terapeutickém laseru bylo využito Nd:YAG laseru. Práce s tímto optickým zařízením přináší svá rizika. Může se jednat například o riziko popálení, neboť záření Nd:YAG laseru je pro lidské oko neviditelné a může způsobit popáleniny třetího stupně, a to i když není zaostřeno.

Dalším rizikem je riziko odrazu a přímého ohrožení očí. Výstupní paprsek laserového systému obsahuje viditelné i neviditelné laserové záření, které je vysoce nebezpečné pro oči. Z tohoto důvodu je zakázáno dívat se přímo do paprsku laseru a je také nezbytné zabránit odrazu paprsku, který se může odrazit například od jakékoliv kovové plochy. Jako preventivní opatření proti náhodnému ozáření výstupním paprskem či jeho odrazu slouží bezpečnostní ochranné brýle poskytující adekvátní ochranu. Pro Nd:YAG laser jsou nezbytné ochranné brýle s optickou hustotou min 4,5 pro vlnovou délku 1,064 mikronů. V případě, že jsou upřednostněny ochranné brýle před pracovními ochrannými brýlemi, je důležité, aby byly opatřeny postranními chrániči s vhodnou optickou hustotou pro ochranu před stranovým ozářením. Brýle jsou kromě boční ochrany vybaveny také těsněním, které se snadno přizpůsobí tvaru obličeje. Stranice brýlí lze v případě dlouhodobého nošení nahradit speciální gumou, která brýle lehce udrží na hlavě i při naklonění. Skla brýlí jsou tvořena filtry s propustností pro viditelné optické záření 66 %. Ochranné filtry v brýlích zajišťují vysokou, ne však stoprocentní ochranu, a i přes jejich nošení může dojít k poškození zraku, je tedy nezbytná stálá a vysoká opatrnost.

Nezanedbatelným rizikem je riziko vzniku exploze a požáru. Z tohoto rizika vyplývá, že je nezbytné, aby se přístroj neuváděl do provozu, pokud jsou v přítomnosti hořlavé či těkavé látky. Ve všech případech však musí být v blízkosti jednotky připraven hasící přístroj.

S používáním Nd:YAG laseru je spojeno také riziko úrazu vysokým napětím, neboť jednotka Nd:YAG laseru vytváří uvnitř hlavní skříně vysoké napětí. Aby se zabránilo úrazu, nesmí být jednotka provozována, dokud nejsou řádně uzavřeny všechny její panely. Laser by měl být zabezpečen tak, aby při otevření jakéhokoliv bloku přístroje došlo k přerušení generace optického záření a při jeho uzavření nedošlo k samovolné generaci záření. Je nezbytné jednotku před spuštěním vždy zkontrolovat a zajistit řádné uzavření všech panelů zařízení. Základní předpokladem bezpečného provozu je dobré uzemnění, které je zajištěno správným zasunutím elektrického kabelu do řádně zapojené zásuvky s dokonalým uzemněním [3] [18].

3.6.1. Označení prostoru s laserovými zařízeními

Optická jednotka musí být označena štítkem s vyznačením příslušné třídy laseru. Dále musí existovat technická dokumentace, v níž jsou obsaženy informace o laseru, jedná se například o vlnovou délku, rozsah vlnových délek, režim generování laserového záření, průměr svazku na výstupu laseru a jeho rozbíhavost, zařazení do třídy, údaje o jiných faktorech než je záření, návod ke správné montáži a instalaci, návod k obsluze za běžných i mimořádných podmínek, návod k údržbě, důležitá upozornění, kterými mohou být informace o zákazu snímání krytu u zakrytovaných laserů a v neposlední řadě by technická dokumentace měla obsahovat výrobce, výrobní číslo laseru a rok výroby [19].

Optické rozvaděče by měly být opatřeny informačními štítky, které specifikují, jaká třída laserového záření se může v kabelech vyskytovat. Dále musí být místo, kde se využívá laserové záření, označeno u vstupu do daného prostoru výstražným štítkem, který upozorňuje na výskyt laserového záření a s tím spojené nebezpečí poškození zdraví [19] [20].



Obrázek 5: Výstražný štítek [20]

3.6.2. Obecné pracovní postupy

Obecně platí, že je nutné dodržovat takové pracovní postupy při práci s optickými zařízeními, aby se zamezilo přímému ozáření oka laserovým svazkem, popřípadě minimalizovat ozáření jakékoliv části těla. Veškerá místa s výskytem laserového záření by měla být z provozního hlediska zabezpečena tak, aby byl znemožněn volný přístup k zařízení, neboť se jedná o prostory s omezeným přístupem, pro která platí pravidla uvedená v tabulce viz níže.

Tabulka 1: Pravidla pro prostory s omezeným přístupem [19]

<i>Třída laserového zařízení</i>	Požadavky pro prostory s omezeným přístupem
<i>Třída 1</i>	Bez požadavků
<i>Třída 1M</i>	Označení
<i>Třída 2 a 2M</i>	Označení
<i>Třída 3R</i>	Označení včetně konektorů
<i>Třída 3B</i>	Není dovoleno
<i>Třída 4</i>	Není dovoleno

3.6.3. Prostory s úrovní nebezpečí výskytu laserového záření třídy 3B a 4

Pro laserová zařízení třídy 3B a 4 platí, že je není povoleno provozovat v prostorech omezených, jak je patrné z tabulky 3.1 Provoz laseru třídy 3B je dovolen pouze v prostoru kontrolovaném. Provoz laseru třídy 4 je i v prostoru kontrolovaném zakázán. Lasery této třídy se tedy umísťují do prostorů zabezpečených technickými prostředky tak, aby do nich byl znemožněn vstup osobám nepovolaným během chodu laseru. Toto zabezpečení bývá provedeno například koncovými spínači na vstupních dveřích. Dále je nezbytné, aby dráha paprsku a přístup k ní byly upraveny tak, aby nemohlo dojít k nahodilému zásahu očí či kůže, a to jak přímým zářením, tak zářením zrcadlově či difúzně odraženým. Dráha laserového svazku by měla být zakrytovaná anebo umístěna tak, aby do ní nikdo za chodu laseru nemohl vstoupit. Nechtěným odrazům je předcházeno většinou tak, že je dráha laserového svazku ukončena absorpčním terčem. Pokud není možné těmito bezpečnostními opatřeními předejít zásahu očí nebo kůže zářením překračujícím nejvyšší přípustné hodnoty, musí být použity adekvátní ochranné pomůcky mezi něž jsou řazeny například speciální ochranné brýle. Vstup do místností, ve kterých se nachází zařízení třídy 3B či 4, musí být označen světelnou a akustickou signalizací, která upozorňuje na chod laseru. Barva světelné signalizace musí být zvolena tak, aby byla dobře viditelná i v ochranných brýlích. V případě práce s impulsním laserem musí být zajištěno, aby při vypnutí přívodu elektrické energie byla vybita akumulovaná energie do zátěže [19].

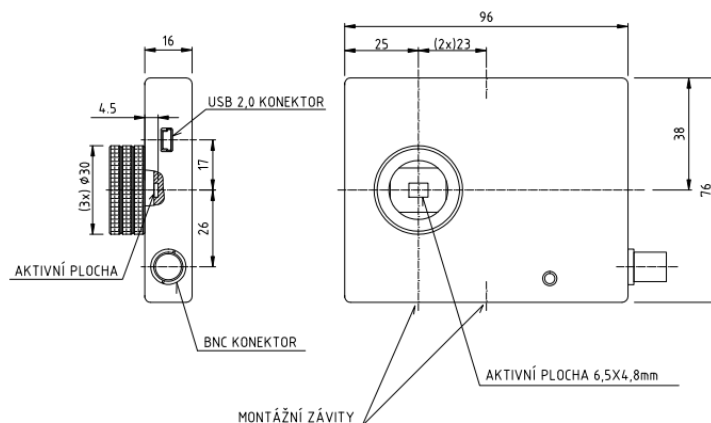
4. Návrh a realizace měření na lékařském laseru pro charakterizaci výstupních parametrů

Základním výstupním parametrem laserového záření, který je společný pro všechny typy laseru je vlnová délka. Ostatní parametry jsou již děleny dle generace záření. Důležitými výstupními parametry pro kontinuální lasery jsou průměr svazku, divergence svazku, střední výkon a hustota výkonu. Pro lasery impulzní platí, že je pro ně podstatná zejména délka pulzu a energie obsažená v jednom pulzu. Z těchto parametrů lze dopočítat špičkový výkon.

4.1. Laser Beam Profiler systém

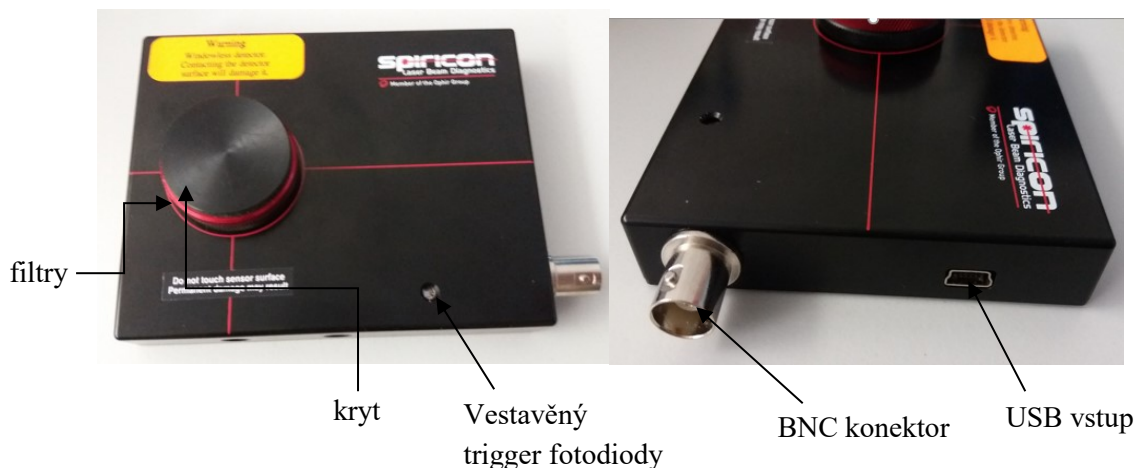
Laser Beam Profiler System je systém sloužící k měření a zpracování výstupních parametrů laseru. Systém obsahuje CCD³ kameru model SP503U, ND filtry, USB kabel a program BeamGage.

CCD kamery patří k nejběžnějším typům kamer sloužících k analýze laserového svazku. Kamera model SP503U umožňuje měřit laserový svazek o vlnových délkách v rozmezí 190–1100 nm. Při měření laserového svazku o vlnových délkách kratších než 350 nm je snížena citlivost detektoru a může dojít k jeho poškození. Přístroj umožňuje překročení hraniční hodnoty 1100 nm až do vlnových délek do 1320 nm, v tomto případě však může docházet k chybám a nepřesnostem v měření. Práh poškození CCD detektoru je stanoven na 50 W/cm². Tato hodnota je stanovena jako práh poškození filtračního skla a platí pouze za předpokladu, že jsou na detektoru nasazeny všechny filtry přiložené ke kameře SP503U. Zařízení umožňuje měřit jak lasery kontinuální, tak lasery pulzní [21].



Obrázek 6: SP503U – rozměrový výkres [21]

³ CCD (Charge-Coupled Device) – zařízení, které přeměňuje energii dopadajícího světla na energii elektrického signálu. Základem je destička z čistého křemíku (intrinzičný polovodič). Na spodní straně je polovodič uzemněn, na druhé straně je kryt vrstvou oxidu křemičitého, který se chová jako izolant.



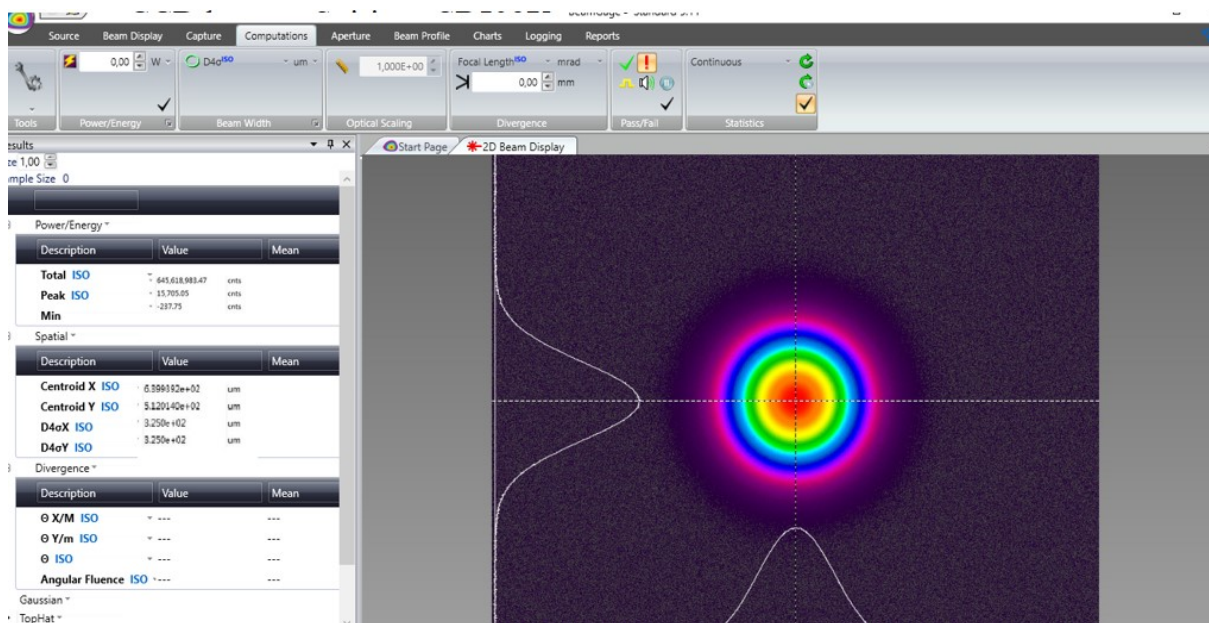
Obrázek 7: Spiricon SP503U

Pro téměř všechny aplikace je intenzita laserového paprsku pro operační rozsah CCD příliš vysoká (velikost intenzity paprsku, který může být vysílán přímo na CCD snímač je $0,3 \text{ W/cm}^2$). Proto se používají zeslabovací ND (neutral density) filtry, které snižují intenzitu na přípustnou úroveň CCD. Filtry jsou navrženy tak, aby neovlivňovaly kvalitu paprsku nebo nezpůsobovaly rušení. Filtry navržené pro Spiricon SP503U jsou ve třech provedeních. ND1 filtr, značený červeně, s 10% přenosem ve viditelné oblasti, ND2 filtr, značen černě, s 1% přenosem a ND3 filtr, zelené značení, s 0,1% přenosem. Jednotlivé filtry lze našroubovat na sebe dle potřeby účinnosti. Ke Spiriconu SP503U byly dodány filtry ND1 filtr a dva ND2 filtry [22].



Obrázek 8: Filtry ND1 a ND2

Aby bylo možné s naměřenými daty pracovat, je nezbytnou součástí program BeamGage, sloužící pro úpravu získaných dat. Propojení mezi PC a CCD kamerou je uskutečněno za pomoci USB kabelu.



Obrázek 9: BeamGage pracovní okno

Před samotným měřením na CCD kameře Spiricon SP503U je nezbytné zaměřit se na tři základní parametry laseru, které určí, zda je toto zařízení vhodné pro získávání charakteristik zvoleného laseru. Mezi tyto parametry patří vlnová délka, výkon a energie laseru. Jedná se o parametry, které zařízení neumožňuje měřit.

Vlnová délka je parametr, bez jehož znalosti nelze efektivně určit další parametry. Obecně platí, že UV záření a viditelné vlnové délky sahající od 193 nm výše až k velmi blízkému infračervenému záření pohybujícího se okolo 1300 nm, detektory bezpečně zachytí a je tak zajištěna správnost měření.

Výkon laseru udává množství vyzařené energie za jednotku času, vyjadřuje se ve wattech (W). Pro laser pracující v kontinuálním režimu se udává střední hodnota výkonu a u pulzních laserů špičkový výkon. Velikost výkonu určuje potřebu zeslabení, které je nezbytné pro měření parametrů za pomoci CCD detektorů. Při charakterizaci výkonu se často určuje také výkonová hustota paprsku, jedná se o výkon působící na jednotku plochy paprsku ($\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$).

Energie se určuje zpravidla u laserů pulzních, které pracují v krátkých záblescích. U pulzních laserů je nezbytné znát, jak krátké tyto záblesky jsou, tedy délku pulzu, a jak je velká vyzařená energie. Platí, že čím je délka pulzu kratší, tím větší je špičková energie a výkon.

Program BeamGage spolu s CCD kamerou umožňuje změřit u kontinuálních laserů šířku paprsku, divergenci svazku a také dokáže zobrazit profil svazku ve 2D a 3D podobě. V případě, že je k přístroji připojen powermeter, je zařízení schopné změřit výkon a energii laseru a špičkový výkon laseru.

4.1.1. Šířka paprsku

Šířka paprsku je termín, který popisuje velikost laserového svazku, respektive jeho průměr či radius (poloměr) a vyjadřuje vzdálenost od osy svazku, na níž záření dosahuje nevyšší intenzity, ve které intenzita poklesne na $1/e^2$ ($\approx 0,135$) její maximální hodnoty. Závislost pološířky svazku na vzdálenosti je vyjádřena vzorcem 4.1 [23].

$$W(z) = W_0 \left[1 + \left(\frac{z}{z_0} \right)^2 \right]^{1/2} \quad (4.1)$$

Kde:

$W(z)$ – poloměr svazku (m)

W_0 – nejmenší hodnota poloměru tzv. pas svazku (m)

z – vzdálenost (m)

z_0 – Rayleighova vzdálenost (m)

S rostoucí vzdáleností z pološířka svazku postupně roste a ve vzdálenosti $z=z_0$ dosahuje hodnoty $\sqrt{2}W_0$, od níž se již svazek rozšiřuje lineárně.

Program BeamGage nabízí uživateli sadu měřících nástrojů, které umožňují měření šířky svazku dle norem ISO. Normy ISO vytvořily konsensu o standardní definici šířky paprsku nazývané se druhý moment nebo také $D4\sigma$ (D označuje průměr, σ odkazuje na směrodatnou odchylku, 4 je velikost násobku směrodatné odchylky prostorového rozložení svazku). Metoda $D4\sigma$ je tedy definována jako čtyřnásobek směrodatné odchylky distribuce energie hodnocené samostatně v X a Y příčném směru přes profil intenzity paprsku [24].

$$D4\sigma X: \quad d_{\sigma x} = 4 \cdot \sigma_x \quad (4.2)$$

$$D4\sigma Y: \quad d_{\sigma y} = 4 \cdot \sigma_y \quad (4.3)$$

Kde:

d_σ – 4sigma šířka svazku

σ – směrodatná odchylka intenzity paprsku

Směrodatné odchylky jsou odvozeny od rozptylů distribucí energie:

$$\sigma_x^2 = \frac{\sum_x \sum_y (x - \bar{x})^2 \cdot Z(x, y)}{\sum_x \sum_y Z(x, y)} \quad (4.4)$$

$$\sigma_y^2 = \frac{\sum_x \sum_y (y - \bar{y})^2 \cdot Z(x, y)}{\sum_x \sum_y Z(x, y)} \quad (4.5)$$

Kde:

Z – intenzita pixelu u x, y

\bar{x}, \bar{y} – souřadnice těžiště

Pro druhý moment kruhového paprsku platí:

$$D4\sigma: \quad d_\sigma(z) = 2\sqrt{2\sigma(z)} \quad (4.6)$$

Přičemž:

$$\sigma^2 = \frac{\iint r^2 \cdot E(r, \varphi, Z) \cdot r \cdot dr d\varphi}{\iint E(r, \varphi, Z) \cdot r \cdot dr d\varphi} \quad (4.7)$$

Kde:

r – vzdálenost od těžiště (\bar{x}, \bar{y})

φ – úhel azimutu

a kde první momenty dávají souřadnice těžiště

$$\bar{x} = \frac{\iint x E(x, y, z) dx dy}{\iint E(x, y, z) dx dy} \quad (4.8)$$

$$\bar{y} = \frac{\iint y E(x, y, z) dx dy}{\iint E(x, y, z) dx dy} \quad (4.9)$$

4.1.2. Divergence svazku

Divergence svazku je úhel, který udává, jak rychle se svazek rozšiřuje z pasu svazku. Software BeamGage podporuje tři rozdílné metody měření divergence.

1. Metoda ohniskové vzdálenosti
2. Metodu dvou bodů vzdálených polí
3. Metoda rozsáhlých úhlů

Každá z výše uvedených metod lze použít dle provozních podmínek. Avšak pouze metoda ohniskové vzdálenosti splňuje normy ISO. Z toho důvodu byla metoda ohniskových vzdáleností zvolena jako primární metoda pro měření divergence laserového svazku.

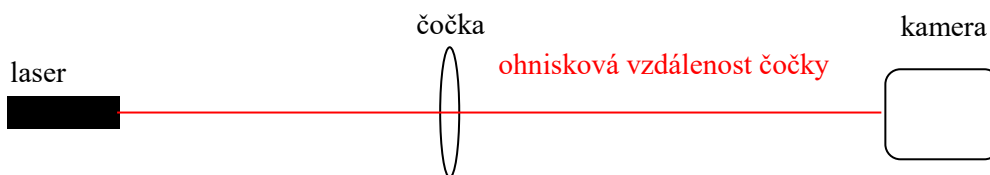
Tato metoda je založena na šířce paprsku a ohniskové vzdálenosti zaostřené optiky. Pro měření divergence laseru je tedy zapotřebí čočky, u které je třeba znát její ohniskovou vzdálenost. Pro měření je nejvhodnější čočka ploskovypuklá (plankonvexní). Jedná se o spojnou čočku, která je vždy uprostřed silnější než na okrajích a která má jeden vypuklý povrch a druhý povrch rovinný. Čočka se umísťuje do laserového svazku před snímací kameru tak, aby vzdálenost mezi čočkou a kamerovým senzorem přesně odpovídala ohniskové vzdálenosti čočky. Program BeamGage následně vypočítá divergenci z naměřeného průměru paprsku a ohniskové vzdálenosti čočky.

$$divergence = \tan^{-1} \left(\frac{W_f}{f} \right) \quad (4.10)$$

Kde:

W_f – šířka zaostřeného bodu ve vzdálenosti f od optiky (mm)

f – ohnisková vzdálenost čočky (mm)



Obrázek 10: Princip měření divergence metodou ohniskové vzdálenosti



Obrázek 11: Zhotovený stojan na kameru a čočku
(Vzdálenost mezi čočkou a kamerou je rovna ohniskové vzdálenosti čočky, tedy je rovna 100 mm)

Vzhledem k tomu, že BeamGage neumožňuje měřit divergenci jiných než kontinuálních laserů, byla divergence také počítaná pomocí vzorce 4.11, který se uplatňuje při výpočtu divergence pasu svazku, tedy divergence sloužící k výpočtu M^2 faktoru, nebo také pomocí vzorce 4.12.

$$\theta_0 = \frac{\lambda}{\pi \cdot W_0} \quad (4.11)$$

Kde:

θ_0 – reálný úhel divergence (rad)

λ – vlnová délka (μm)

W_0 – poloměr pasu svazku (mm)

$$\theta = \tan^{-1} \frac{W_i}{z} \quad (4.12)$$

Kde:

θ – divergence (rad)

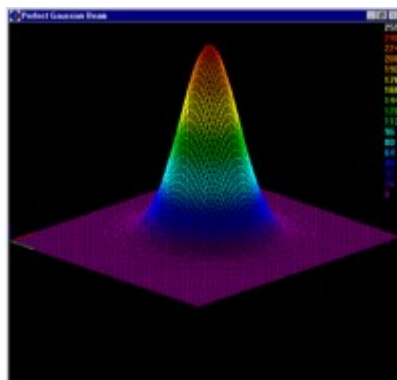
z – vzdálenost (mm)

W_i – poloměr svazku (mm)

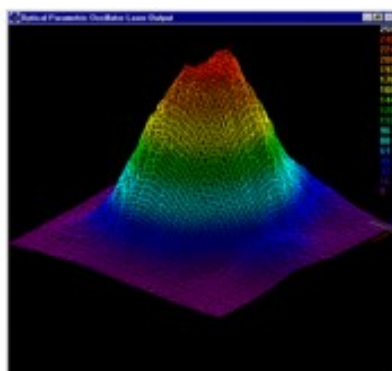
4.1.3. Profil svazku

Intenzita svazku laserového záření v příčném průřezu není ve všech místech totožná. Tento fakt je způsoben příčnými módy, které mají původ v laserové dutině a rezonátoru. Pro ideální svazek platí, že jeho průřez je symetrický, kdy nejvyšší intenzita se nachází v jeho středu a snižuje se směrem k okrajům. Plošné rozdělení intenzity tak má Gaussovský charakter. Tento případ je označován jako ideální z toho důvodu, že při šíření svazku prostředím se nejlépe zachovává plošná hustota energie

při ose svazku. Reálně se však v laserovém svazku může vyskytovat více různých příčných módů s rozličným rozložením energie, což je označováno jako tzv. profil svazku. Lasery tedy ideální nejsou, jak je patrné z obrázku 11, na kterém lze pozorovat, že se profil svazku blíží profilu ideálního Gaussova svazku, ale špička je zkreslená. Nejvyšší výkon laserového svazku není uprostřed, ale je rozprostřen do celé plochy svazku [25].



Obrázek 12: Ideální tvar Gaussova svazku [25]

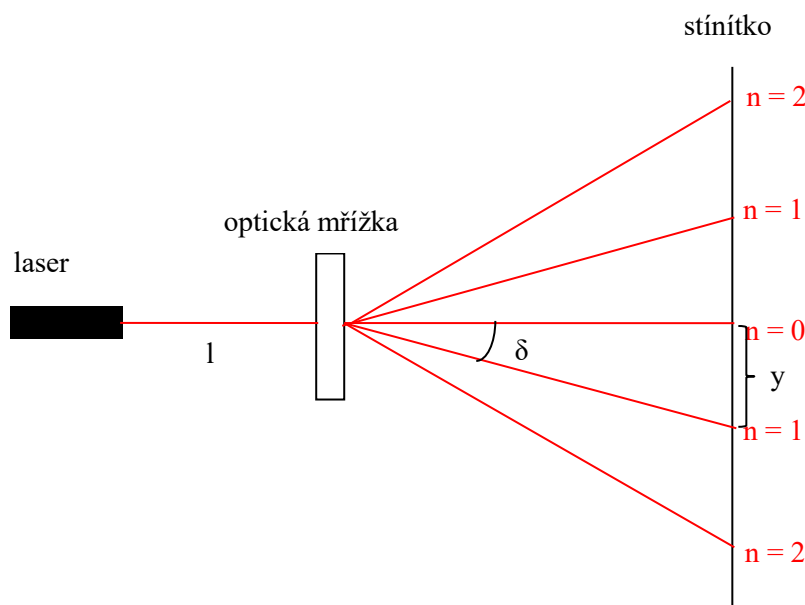


Obrázek 13: Reálný profil svazku HeNe laseru [25]

Zaznamenání profilu svazku za pomoci kamerového systému Spiricon SP503U, pracujícího s pulzním i CW laserem, ve spojení se softwarem BeamGage umožňuje zobrazení profilu jak ve 2D, tak ve 3D podobě, kdy barevné škále odpovídá velikost rozložené energie. Pro měření profilu svazku je velmi důležité rozlišení kamery, které je u kamery Spiricon SP503U rovné 640 x 680 pixelů, kdy velikost pixelů je 9,9 x 9,9 μm , aktivní plocha snímání je pak rovna 6,3 x 4,7 mm. Tyto hodnoty jsou dostačující pro kvalitní zachycení svazku, jehož šířka nepřesáhne parametry kamery. Nevýhodou kamerového systému je fakt, že kamery jsou extrémně citlivé na velikost výkonu a energie laserového svazku. Laserový svazek musí tedy být vždy před vstupem do kamery oslaben za pomoci filtrů [25] [26].

4.2. Měření vlnové délky

Vlnovou délku lze u laseru emitujících viditelné záření, tedy záření pohybující se v rozmezí přibližně 390 až 790 nm, nejlépe změřit, za předpokladu, že má laser diskrétní spektrum, tedy že ve svém spektru obsahuje pouze některé vlnové délky, pomocí optické (difrakční) mřížky. Jedná se o optické zařízení, sloužící k rozkladu světla dle vlnových délek. Mřížka je tvořena velkým počtem ekvidistantních rovnoběžných štěrbin. Je charakterizována počtem štěrbin na jednotku délky n a svým celkovým rozměrem, jenž stanovuje celkový počet štěrbin N . Mřížková konstanta D udává převrácenou hodnotu počtu štěrbin na jednotku délky. Tato konstanta představuje vzdálenost jednotlivých štěrbin optické mřížky. Po kolmém dopadu záření na optickou mřížku dochází k difrakci, záření tedy částečně proniká i do oblastí, ve které by se nacházel stín, v případě, že by k ohybu nedošlo, a právě v těchto místech dochází k interferenci a vzniku difrakčního obrazce. Na každé štěrbině se pak záření odchýlí od původního směru o shodný úhel δ . Na stínítku umístěném za optickou mřížkou lze následně pozorovat několik interferenčních maxim. Maximum, jež se zobrazí v místě dopadu záření je nejjasnější a nazývá se maximum nultého řádu a označuje se $n = 0$. Další maxima jsou dle vzdálenosti od maxima nultého řádu nazývány maximem prvního řádu, druhého řádu atd. (viz Obrázek 14:), zobrazují se vždy jak na pravé, tak na levé straně od maxima nultého řádu [3] [27].



Obrázek 15: Princip měření vlnové délky za pomoci optické mřížky



Obrázek 16: Difrakční mřížka



Obrázek 17: Držák na difrakční mřížku umožňující odečítání vzdálenosti mezi maximy řádů

Následný výpočet vlnové délky je odvozen ze vzorce 4.13

$$n\lambda = D\sin\delta \quad (4.13)$$

Kde jsou:

n – počet štěrbin na jednotce délky

λ – vlnová délka (nm)

D – mřížková konstanta

δ – úhel odchýlení od původního směru (°)

Pro výpočet vlnové délky je vzorec 4.12 upraven do tvaru

$$\lambda = \frac{D \sin \delta}{n} \quad (4.14)$$

Vzhledem k tomu, že je používána difrakční mřížka s počtem 530 štěrbin na milimetr, tak pro výpočet hodnoty D platí

$$D = \frac{0,001}{530} \quad (4.15)$$

Výpočet hodnoty δ je pak dán vztahem 4.13

$$\delta = \tan^{-1} \frac{y}{l} \quad (4.16)$$

Kde:

y – vzdálenost maxima nultého řádu od maxima prvního řádu (mm)

l – vzdálenost zdroje laserového záření od difrakční mřížky (mm)

U laserů vyzařujících infračervené záření, tedy záření v rozmezí vlnových délek mezi 790 nm až 1 mm, je měření velikosti vlnových délek zkomplikováno jednak tím, že není lidským okem pozorovatelné a jednak tím, že foton infračerveného záření má menší energii než foton viditelného světla, tudíž neexistuje jednoduchá metoda, jak přímo převést infračervené záření na záření viditelné.

Pro detekci infračerveného záření je využíváno faktu, že infračervené záření přenáší energii a je tak schopné ohřát povrch, na který dopadá. Z tohoto důvodu je jednou z možností detekce záření použití teplocitlivé fólie z tekutých krystalů, která má velký potenciál k provádění experimentů. Jedná se o černou fólii, která v rozsahu několika stupňů Celsia, dokáže změnit dle teploty zahřání své zbarvení. Použití teplocitlivé fólie pro detekci infračerveného záření s sebou přináší řadu výhod v podobě rychlé reakce, dostatečného rozlišení a citlivosti.

Další možností detekce infračerveného záření je použití kamer či fotoaparátů. Vše je založeno na základním prvku kamer či digitálních fotoaparátů, a to CCD čipu (integrováný obvod vytvořený na monokrystalickém křemíku). Aby záření mohlo být vidět, musí se v zařízení absorbovat. CCD čip převádí absorbované fotony na elektrické impulzy, ze kterých se výsledný obraz skládá. Vzhledem k tomu, že je křemíkový čip je citlivý i v infračervené oblasti, která pouhým okem nelze vidět, musí být kamera či digitální fotoaparát přizpůsoben oku, a to zejména v podání barev, které by se jinak hodně zkreslily citlivostí v infračerveném oboru. Tento problém je řešen umístěním filtru, který infračervené záření odfiltruje, před čip. V případě experimentů detekce záření je vhodné filtr odsunout a vystavit tak čip přímo dopadajícímu záření [27].

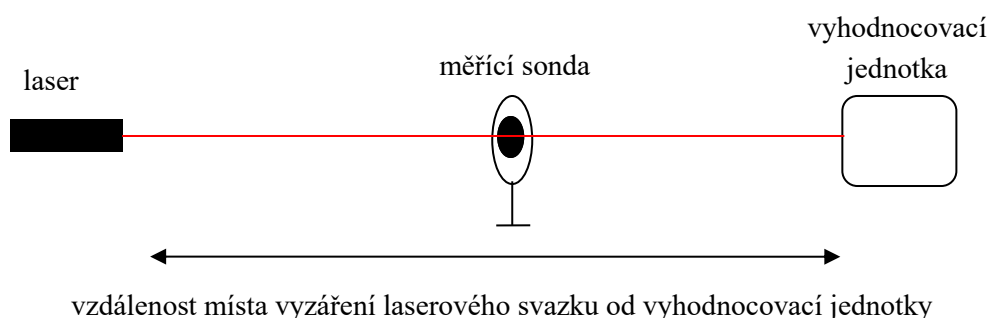
U laserů, jejichž vlnové délky jsou v rozsahu od 100 nm do 390 nm, tedy u laserů emitujících ultrafialové záření, není detekce záření tak složitá. Je to dáno tím, že foton ultrafialového záření má větší energii než foton viditelného záření, proto k detekci postačí využití luminiscence. Luminiscence je emise světla vyvolaná absorpcí elektromagnetického záření [27].

4.3. Měření výkonu laseru a energie v pulsu

Výkon a energie pulsu se řadí mezi základní parametry laseru rozhodujících o možnostech jeho použití. Výkon laserového svazku se vztahuje k optickému výkonu kontinuálního laseru nebo k průměrnému výkonu laseru pracujícího v pulzním režimu. Energie pulzu pak patří k zástupci typického parametru pulzního laseru a odpovídá součinu špičkového výkonu pulsu a doby jeho trvání. Vzhledem k tomu, že se oba zmíněné parametry v průběhu času mohou měnit, je důležitá jejich pravidelná kontrola.

Diagnostické zařízení pro měření těchto parametrů laserového záření je většinou složeno ze dvou hlavních samostatných komponentů, a to měřicího zařízení (měřicí sonda) a vyhodnocovací jednotky. Měřicí sonda generuje signál, jež je úměrný výkonu či energii dopadajícího svazku. Vyhodnocovací jednotka pak tento signál zpracovává a provádí jeho analýzu. Výsledek měření bývá zobrazen buď na displeji vyhodnocovací jednotky anebo pomocí PC rozhraní může být dále zpracováván.

Z pravidla se pro měření využívají tři typy měřicích sond. Jedná se o sondu pyroelektrickou, která umožňuje měření pouze pulzních laserů. Průměrný výkon lze pak stanovit vynásobením opakovací frekvence a energie pulsu. Dalším typem je sonda termočláňková, která je vhodná jak pro pulsní, tak kontinuální lasery. Měří výkon kontinuálních laserů a integruje energii pulsu pulsních laserů, čímž měří průměrný výkon laseru. Třetí měřicí sondou je sonda s fotodiodami, která je určena jen pro práci s kontinuálními lasery.



Obrázek 18: Princip měření výkonu laseru a energie v pulsu

(Vzdálenost místa vyzáření laserového svazku od vyhodnocovací jednotky ovlivňuje rozbíhavost svazku, tedy platí, že se zvětšující se vzdáleností roste rozbíhavost svazku a znehodnocuje se výsledek měření)

Vzhledem k tomu, že nebylo z finančních důvodů možné pořízení termočlánekové hlavice, byl navržen jiný způsob měření výkonu laseru spočívající ve využití principu kalorimetrické rovnice, tj. v ohřívání tepelně vodivého materiálu laserovým svazkem a následné vyhodnocení teploty, na kterou se daný materiál zahřeje. Použitý materiál musí mít současně i vysokou emisivitu, která zajišťuje dobrou absorpci co největší části dopadajícího kolimovaného svazku fotonů laserového zářiče.

U tohoto způsobu měření záleží na velikosti výkonu měřeného laseru a na možnostech jeho spínání. V případě malých výkonů je aplikace této metody měření problematictější, neboť proces ohřevu je nutno chápat jako termodynamický. Zahřívání materiálu bude dle zákonitostí pro záření přijatou energii s nárůstem povrchové teploty opět vyzařovat do okolí, a tedy degradovat výsledek měření.

Za uvedených předpokladů je možné výkon spočítat pomocí dodané tepelné energie Q , kdy je známa počáteční teplota T_1 celé hmoty ohřevného materiálu, hmotnost m tohoto materiálu a ze znalostí použitého materiálu také jeho tepelná kapacita C , kterou odečteme z tabulek. Poté stačí do kalorimetrické rovnice (viz vzorec 4.17) dosadit ještě maximální teplota T_2 . Důležité je také použití přesného teploměru s rychlou reakční dobou měření, v tomto případě byl zvolen a použit infračervený bezdotykový digitální teploměr SKYRC.

$$Q = m \cdot C \cdot (T_2 - T_1) \quad (4.17)$$

Výkon P se pak následně vypočítá dosazením výsledku tepelné energie Q a času t , po který byl ohřevný materiál osvětlen do vzorce 4.18.

$$P = \frac{Q}{t} \quad (4.18)$$



Obrázek 19: Infračervený teploměr SKYRC



Obrázek 20: Nástavce na teploměr SKYRC s hliníkovou ploškou nabarvenou na černou

Pro účely uvedeného měření bylo vyrobeno pět nástavců s hliníkovými ploškami, které byly z důvodu zvýšení emisivity opatřeny matným černým nátěrem. Více kusů bylo zhotoveno a použito z důvodu urychlení měření a minimalizaci čekání na optimalizaci teploty vhodné pro začátek měření ohřevu laserem. Každá ploška má svou hmotnost, která je na patřičném nástavci vyznačena. Ohřívané plošky byly v kovovém nástavci uchyceny v pryžových objímkách, které zajistily tepelně nevodivé uchycení a zároveň umožňují i uchycení objímek k měřicímu teploměru.

Pro co největší přesnost výsledku je nutné výsledný výkon vydělit emisivitou povrchu ohřevného materiálu, neboť musí být uvažováno i s energií odraženou do okolí. V našem měření byla emisivita stanovena dle tabulek a znalosti materiálu povrchu plošek 0,9, tzn., že materiál absorboval 90 % energie laserového svazku, zbývajících 10 % bylo odraženo do prostoru. Dále by se mělo brát na vědomí také sálání tepla do okolí dle vzorce 4.19. Jelikož je tato hodnota minimální, výsledný výkon neovlivní a může se zanedbat. U velmi malých výkonů laserů však sálání tepla do okolí již nelze zanedbat a musíme naměřený výkon o tuto hodnotu korigovat.

$$P = e \cdot \sigma \cdot S \cdot (T_2 - T_1) \quad (4.19)$$

Kde:

P – vyzařený výkon (W)

e – emisivita

σ – Stefan – Boltzmannova konstanta ($\text{Wm}^{-2}\text{K}^{-4}$)

S – vyzařující plocha (m^2)

T_1 – původní teplota okolí, počáteční teplota ($^{\circ}\text{C}$)

T_2 – teplota zářiče, maximální teplota ($^{\circ}\text{C}$)

Energii v pulzu je pak typickým parametrem pulzních laserů a odpovídá součinu špičkového výkonu pulzu a doby jeho trvání.

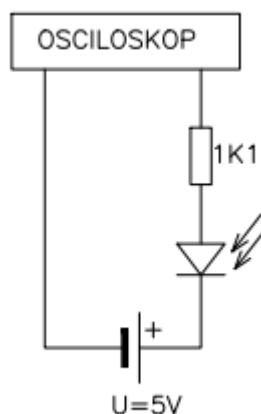
4.4. Hustota výkonu

Hustota výkonu, dříve značená jako intenzita I , lze vypočítat, pokud je známa střední hodnota výkonu optického záření P a obsah plochy S , na kterou záření dopadá (viz vzorec 4.20).

$$I = \frac{P}{S} \quad (4.20)$$

4.5. Délka pulzu

Pro určení délky pulzu lze použít fotodioda a osciloskop dle zapojení na obrázku 20. Pro měření byla zvolena PIN⁴ fotodioda VISHAY BPW34 umožňující měřit záření o vlnové délce 530-1050 nm.



Obrázek 21: Schéma zapojení pro měření délky pulzu

4.6. Faktor kvality svazku M^2

M^2 faktor udává podíl geometrických vlastností reálného a ideálního Gaussovského svazku a slouží k hodnocení kvality laserových svazků. Podle normy ISO Standard 11146 je M^2 definován jako

$$M^2 = \frac{\pi}{\lambda} W_0 \theta_0 \quad (4.21)$$

θ_0 – divergence reálného svazku (rad)

λ – vlnová délka (μm)

W_0 – poloměr pasu svazku (mm)

Ideální Gaussovský svazek nabývá hodnoty $M^2 = 1$, hodnoty menší než 1 nejsou fyzikálně možné. Pro kruhově nesymetrický svazek může být M^2 faktor rozdílný pro oba ortogonální směry os svazku (například laserové diody, u kterých je nezbytné určit M_x^2 a M_y^2).

Pro měření faktoru M^2 je nutný odhad předpokládaného pasu svazku, kolem něhož proskenujeme oblast, abychom zjistili další pološířky svazku z jedné i druhé strany od pasu svazku. Pro naměřené poloměry W_i se spočítá příslušný průměr d umocněný na druhou a tyto hodnoty se následně použijí pro vykreslení grafu v závislosti na vzdálenosti z_i . Pro hodnoty d_i^2 se může vytvořit

⁴ PIN fotodioda – mezi vrstvou přechodu P a N má vloženou vrstvu minimálně dotovaného polovodiče s velkou elektrickou pevností

hyperbolický fit daný kvadratickou rovnicí 4.21, ze kterého určíme koeficienty A , B a C anebo je možné tyto koeficienty určit přímo ze změřených a vypočtených hodnot d^2 a s dosazením do rovnice 4.21 a použitím výpočtu tří rovnic o třech neznámých.

$$d^2 = A + Bz + Cz^2 \quad (4.22)$$

Zjištěné koeficienty A , B a C pak stačí dosadit do vzorců pro výpočet poloměru pasu svazku W_0 (4.22) a divergence reálného svazku θ_0 (4.23) a získané hodnoty dosadit do vzorce 4.20.

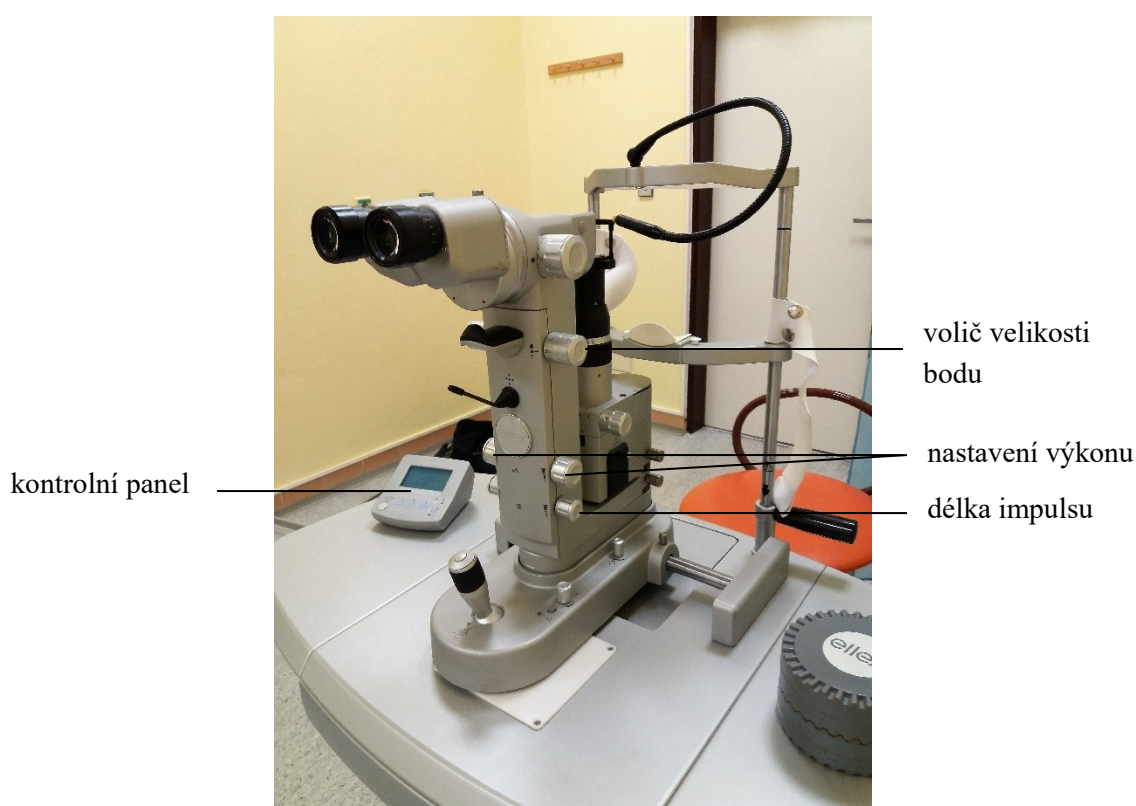
$$W_0 = \frac{1}{2} \sqrt{A - \frac{B^2}{4C}} \quad (4.23)$$

$$\theta_0 = \sqrt{C} \quad (4.24)$$

5. Měření charakteristických parametrů laseru

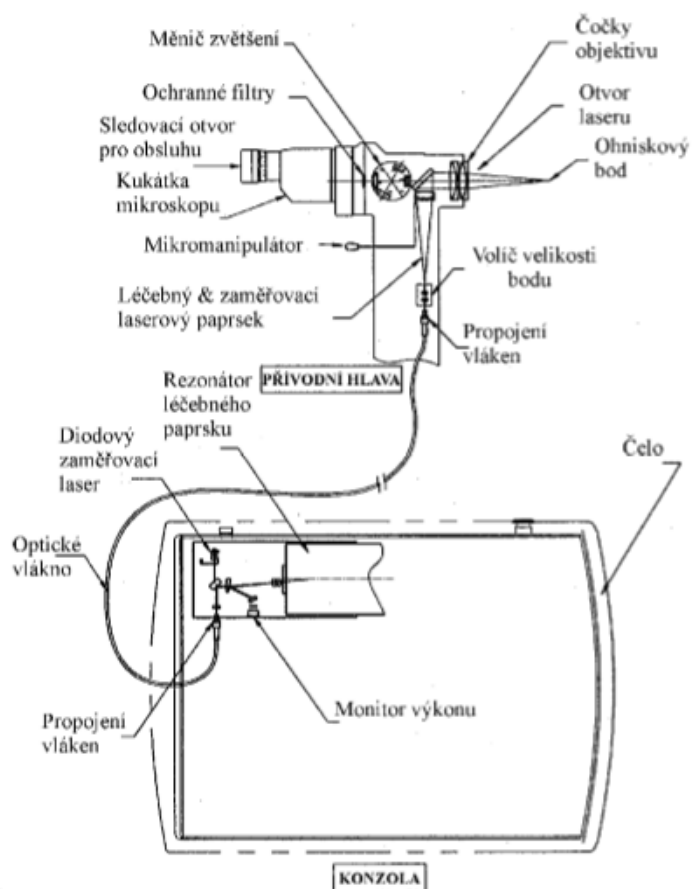
Měření charakteristických parametrů laseru bylo provedeno na fotokoagulátoru Ellex INTEGRE a biostimulačních laserech používaných na dermatologickém a rehabilitačním oddělení, na němž byly proměřeny diodové sondy, a to sondy o velikosti výkonu 20 mW, 30 mW a 50 mW. Dále měření probíhalo na očním chirurgickém laseru nacházejícího se na Fakultě elektrotechniky a informatiky Vysoké školy Báňské. K tomuto laseru byla také vypracována laboratorní úloha, viz příloha.

5.1. Fotokoagulátor Ellex INTEGRE



Obrázek 22: Boční pohled na přístroj INTEGRE

Fotokoagulátor Ellex INTEGRE je laserový chirurgický přístroj klasifikován jako laserový výrobek třídy 4 určený očním lékařům pro výkon retinální fotokoagulace, panretinální fotokoagulace, fotokoagulace při degeneraci makuly a laserové trabekuloplastiky. Přístroj produkuje impulsy vysoce intenzivního zeleného světla. Impulzy mohou být přesně umístěny na strukturu uvnitř pacientova oka za pomoci vestavěného mikroskopu se štěrbinovou lampou červeného diodového laserového zaměřovacího zařízení. Laserový paprsek je předáván do mikroskopu se štěrbinovou lampou prostřednictvím optického kabelu a je spouštěn pomocí pneumatického nožního pedálu. Paprsek je zaostřen na bod, jehož velikost se může pohybovat od 50 do 1000 μm [29].



Obrázek 23:Optická dráha [29]

Laserový rezonátor generuje léčebný paprsek a vypouští ho do modulu optické lavice. Léčebný paprsek je pevný zelený o vlnové délce 532 nm dodávaný diodovým čerpadlem a je klinicky ekvivalentní zelenému argonovému laseru o vlnové délce 514 nm.

Tabulka 2: Specifikace laseru INTEGRE

<i>Parametr</i>	Podrobné informace
<i>Typ</i>	Diodovým čerpadlem dodávaný Nd:YAG (zelený) s dvojnásobnou frekvencí
<i>Vlnová délka</i>	532 nm
<i>Režim generování laseru</i>	Pulzní Kontinuální
<i>Bezpečnostní třída</i>	4
<i>Délka impulsu</i>	0,01 – 4 s
<i>Výkon</i>	0,03 – 1,5 W ($\pm 20\%$)
<i>Průměr svazku</i>	50 μ – 1,00 mm
<i>Divergence</i>	0,4 rad ($\pm 10\%$)

5.1.1. Vlnová délka

Vlnová délka byla vypočtena dle vztahu 4.14 (str. 51), kde byly dosazeny naměřené hodnoty:

$$n = 1$$

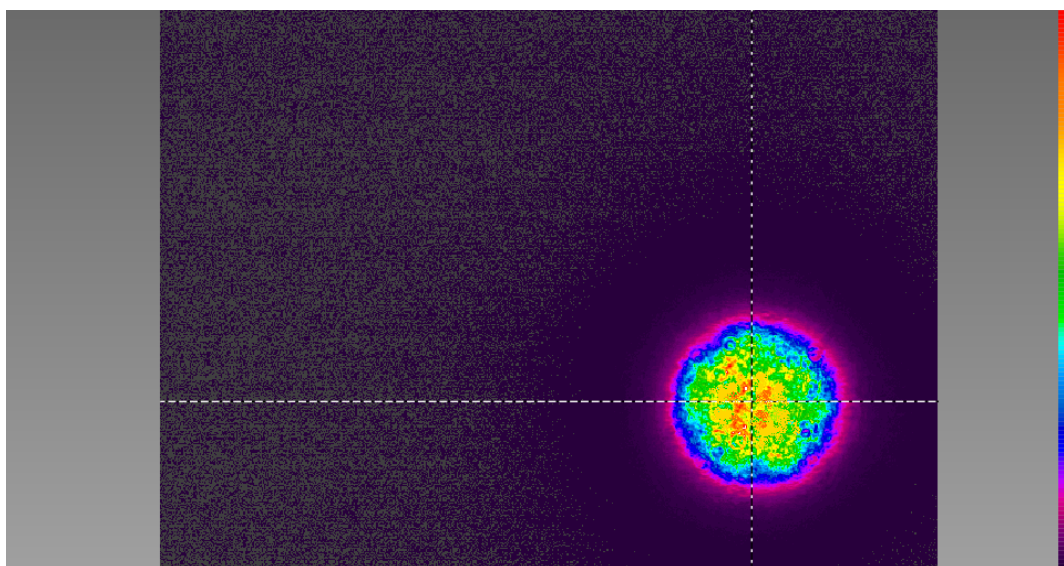
$$D = 1,887 \cdot 10^{-6} \text{ (dle vztahu 4.15)}$$

$$\delta = 16,294^\circ \text{ (dle vztahu 4.16, kde } l = 650 \text{ mm, } y = 190 \text{ mm)}$$

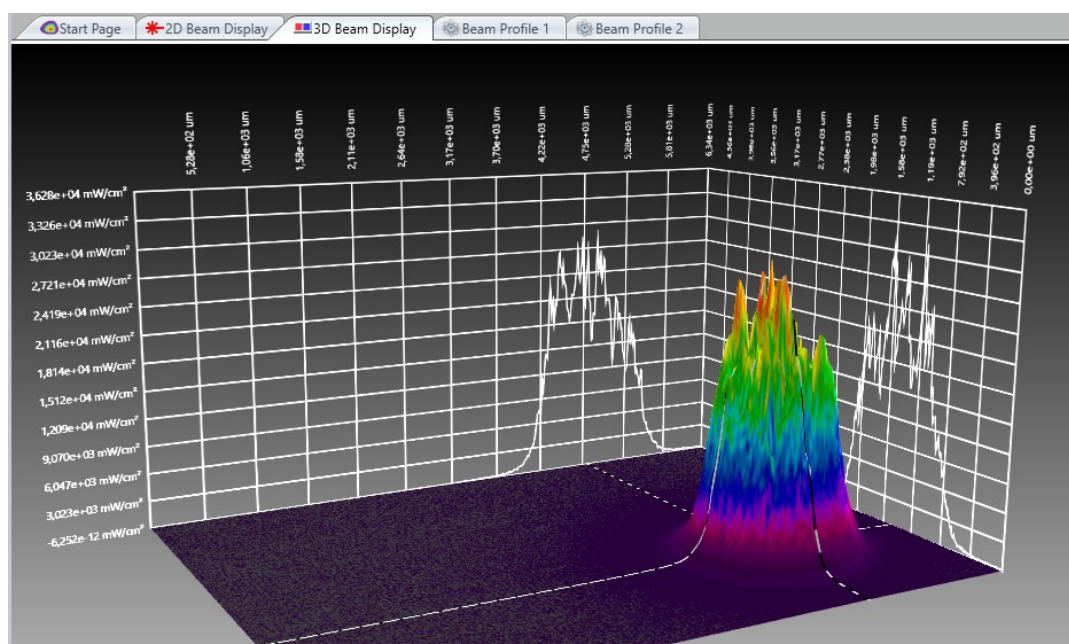
Tabulka 3: Vlnová délka laseru INTEGRE

<i>Vlnová délka udaná výrobcem</i>	Změřená vlnová délka
532 nm	529 nm

5.1.2. Profil svazku



Obrázek 24: 2D profil svazku

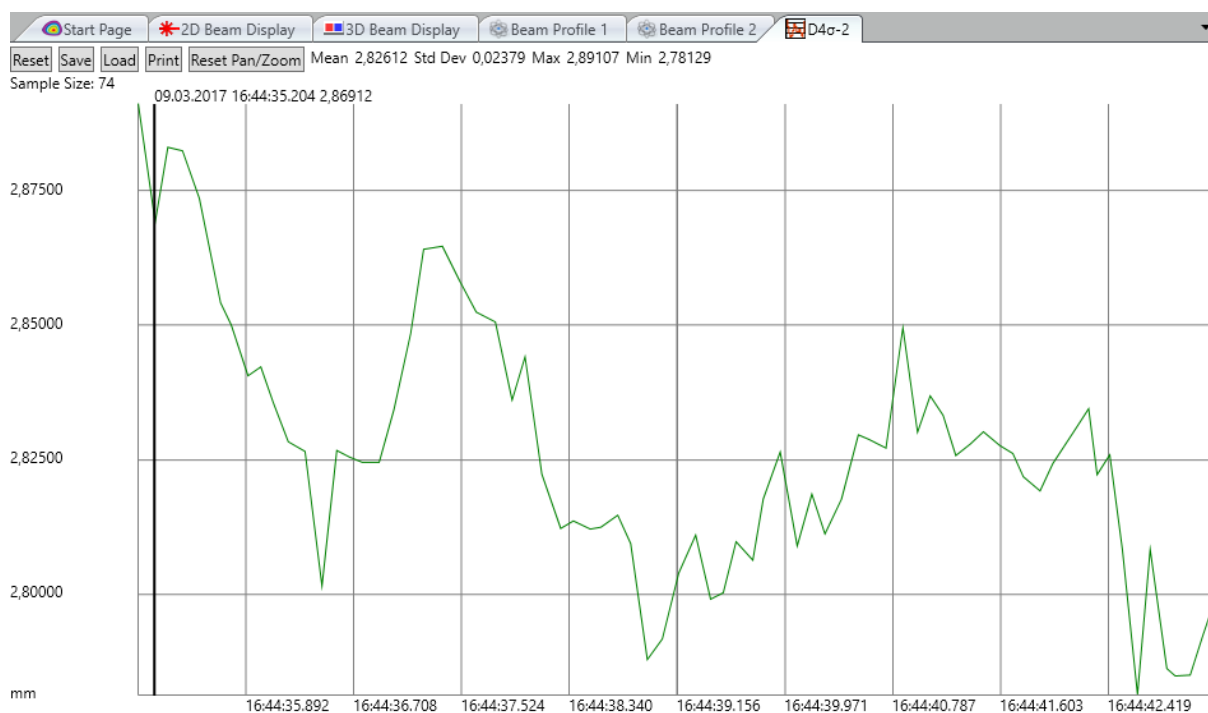


Obrázek 25: 3D profil svazku

Z profilu svazku je patrné, že jeho stopa má kruhový tvar a nejvyšší hustota výkonu se pohybuje okolo středu svazku, tedy blíží se ideálnímu Gaussovskému charakteru, ovšem z obrázku 25 je zřejmé, že špička je zkreslená, tedy nejvyšší výkon laserového svazku není pouze uprostřed, ale je rozprostřen do celé plochy svazku. Profil svazku byl znázorněn pro laserový svazek o výkonu 260 mW ve vzdálenosti 8,5 cm od snímací kamery. Ze 3D profilu svazku lze vyčíst maximální hustota výkonu, která je označována jako hustota výkonu v peaku. Ta se pohybuje okolo hodnoty 30280 mW/cm^2 . Hodnoty hustoty výkonu v celé ploše jsou viz Tabulka 9.

5.1.3. Šířka svazku

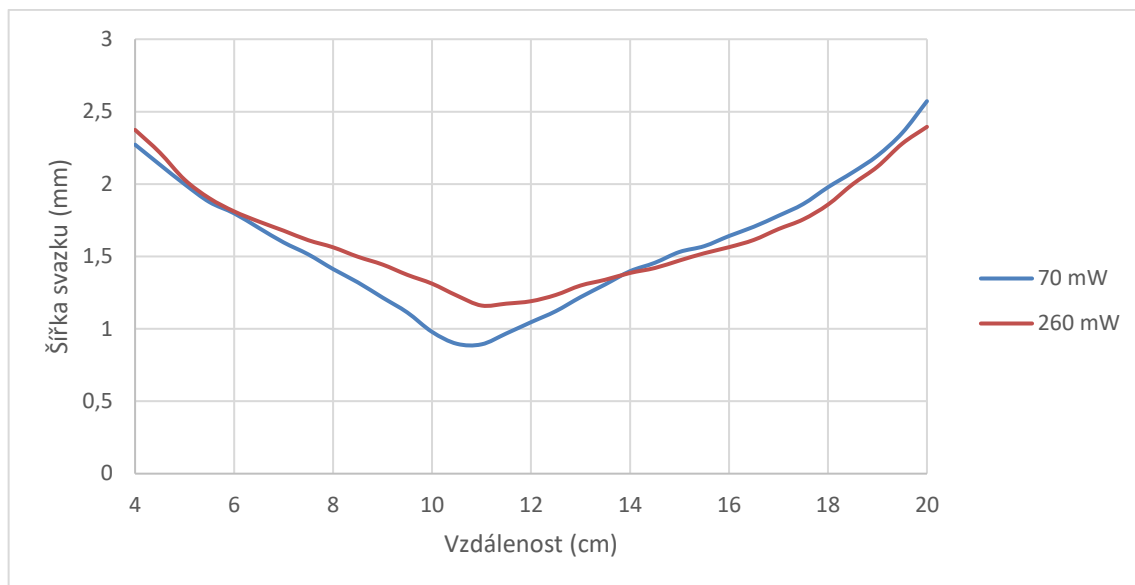
Šířka svazku byla měřena pomocí CCD snímače Spiricon SP503U a následného zpracování získané informace v programu BeamGage metodou $D4\sigma$. Aby bylo měření co možná nejpřesnější, bylo ve výše uvedeném programu zaznamenáváno také pomocí grafu závislosti šířky svazku na čase. Ze závislosti pak byla použita střední hodnota daného měření. Šířka svazku byla měřena pro dva různé výkony, se kterými se pracuje nejčastěji, aby bylo možné zhodnotit, zda výkon šířku svazku ovlivňuje (viz kapitola 6 str. 104). Průměr svazku byl nastaven na 1 mm.



Obrázek 26: Ukázka grafického znázornění šířky svazku na čase

Tabulka 4: Šířka svazku

VZDÁLENOST [cm]	ŠÍŘKA SVAZU PRO 70 mW [mm]	ŠÍŘKA SVAZKU PRO 260 mW [mm]
4,0	2,272	2,374
4,5	2,134	2,217
5,0	1,999	2,030
5,5	1,876	1,902
6,0	1,798	1,811
6,5	1,697	1,741
7,0	1,597	1,678
7,5	1,514	1,612
8,0	1,413	1,563
8,5	1,321	1,498
9,0	1,216	1,444
9,5	1,113	1,373
10,0	0,979	1,312
10,5	0,897	1,230
11,0	0,893	1,161
11,5	0,968	1,174
12,0	1,046	1,191
12,5	1,122	1,234
13,0	1,219	1,299
13,5	1,307	1,339
14,0	1,398	1,386
14,5	1,456	1,420
15,0	1,531	1,472
15,5	1,571	1,522
16,0	1,641	1,564
16,5	1,705	1,614
17,0	1,781	1,689
17,5	1,862	1,756
18,0	1,978	1,858
18,5	2,081	1,999
19,0	2,196	2,12
19,5	2,353	2,279
20,0	2,572	2,395



Obrázek 27: Graf závislosti šířky svazku na vzdálenosti od snímací kamery

Z grafu na obrázku 27 je možné odhadnout pas svazku, který se nachází ve vzdálenosti 11 cm od místa výstupu optického záření, a to jak v případě výkonu o velikosti 70 mW, tak v případě výkonu velkého 260 mW.

5.1.4. Divergence svazku

Divergence byla vypočtena jako průměrná hodnota divergencí svazku při 70 mW a 260 mW, získaných při výpočtu M^2 faktoru kvality svazku.

Tabulka 5: Divergence svazku

<i>Divergence udaná výrobcem</i>	<i>Změřená divergence</i>
0,40 rad ($\pm 10\%$)	0,36 rad

Z tabulky 5 je patrné, že změřená hodnota divergence odpovídá rozmezí divergence udané výrobcem. Lze tedy říci, že fotokoagulátor Ellex INTEGRE splňuje jedno z nejdůležitějších kritérií, tedy minimální divergenci svazku. Divergence svazku může narůstat se stářím přístroje, v tomto případě je však divergence v pořádku, stáří přístroje (pořízen v roce 2010) ještě divergenci negativně neovlivnilo.

5.1.5. Střední výkon

Výkon byl měřen dle postupu uvedeného v kapitole 4.3 str. 52.

Tabulka 6: Střední výkon laseru v závislosti na změně vzdálenosti od zdroje laserového záření

VZDÁLENOST (cm)	STŘEDNÍ VÝKON PRO 70 mW (mW)	STŘEDNÍ VÝKON PRO 260 mW (mW)
4,0	78,144	268,030
5,0	77,477	267,924
6,0	77,146	265,724
7,0	76,471	265,523
8,0	73,203	262,989
9,0	72,563	262,342
10,0	71,431	257,560
11,0	71,195	254,295
12,0	67,974	250,654
13,0	67,781	245,597
14,0	64,190	241,299
15,0	62,859	240,808
16,0	62,820	234,294
17,0	59,477	225,163
18,0	56,936	206,053
19,0	55,817	189,779
20,0	54,444	175,895

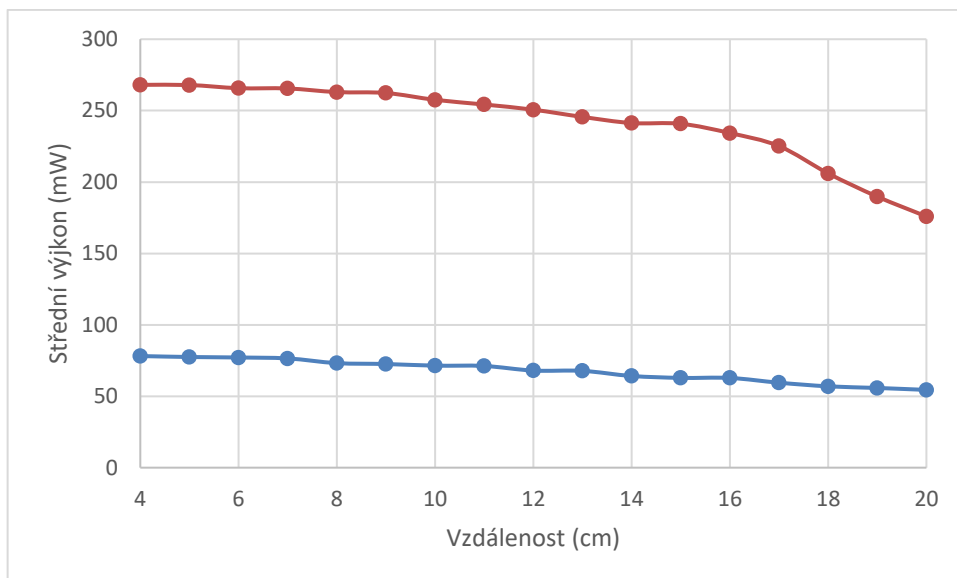
Střední výkon byl měřen za pomoci vztahů 4.17 a 4.18 (str.53), přičemž byly dosazeny hodnoty viz Tabulka 7 a Tabulka 8. Výpočty také byly vyděleny emisivitou ozařované plošky, tedy $\epsilon = 0,9$. Teplota byla měřena s krokem vzdálenosti 10 mm, neboť teploměr ukazuje pouze stupně na desetinná místa, tudíž by menší krok ztratil význam.

Tabulka 7: Hodnoty pro výpočet středního výkonu při 70 mW

Vzdálenost (mm)	m (kg)	C (Jkg ⁻¹ K ⁻¹)	T ₂ – T ₁ (°C)	t _v (s)
4	0,000841	896	2,8	30
5	0,000631	896	3,7	30
6	0,000861	896	2,7	30
7	0,0006401	896	3,6	30
8	0,000817	896	2,7	30
9	0,000841	896	2,6	30
10	0,000861	896	2,5	30
11	0,000631	896	3,4	30
12	0,0006401	896	3,2	30
13	0,000817	896	2,5	30
14	0,000841	896	2,3	30
15	0,000861	896	2,2	30
16	0,000631	896	3,0	30
17	0,0006401	896	2,8	30
18	0,000817	896	2,1	30
19	0,000841	896	2,0	30
20	0,000631	896	2,6	30

Tabulka 8: Hodnoty pro výpočet středního výkonu při 260 mW

Vzdálenost (mm)	m (kg)	C (Jkg ⁻¹ K ⁻¹)	T ₂ – T ₁ (°C)	t (s)
4	0,000631	896	12,8	30
5	0,000841	896	9,6	30
6	0,000861	896	9,3	30
7	0,0006401	896	12,5	30
8	0,000817	896	9,7	30
9	0,000841	896	9,4	30
10	0,000631	896	12,3	30
11	0,000861	896	8,9	30
12	0,0006401	896	11,8	30
13	0,000841	896	8,8	30
14	0,000817	896	8,9	30
15	0,000631	896	11,5	30
16	0,000861	896	8,2	30
17	0,0006401	896	10,6	30
18	0,000817	896	7,6	30
19	0,000841	896	6,8	30
20	0,000631	896	8,4	30



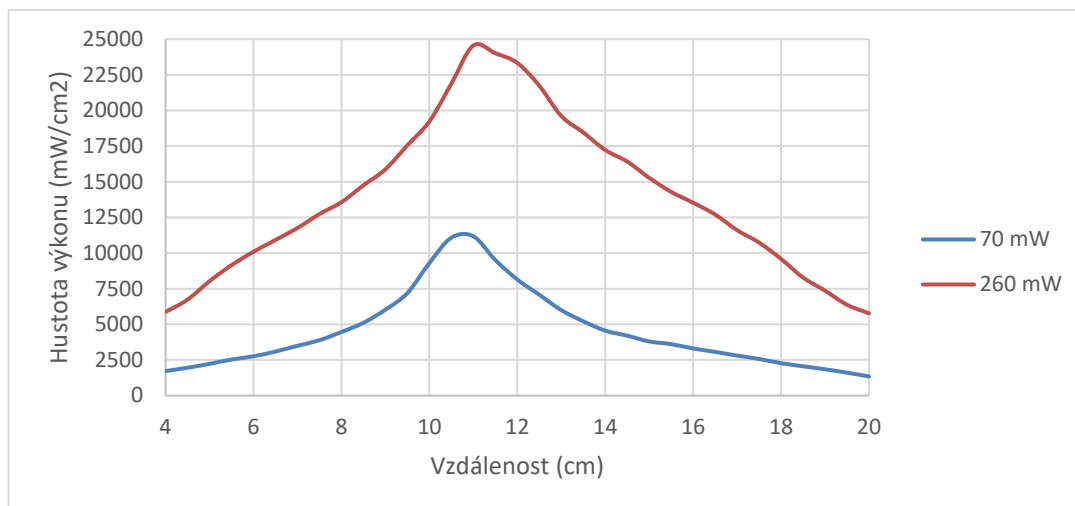
Obrázek 28: Graf závislosti výkonu na vzdálenosti od měřícího přístroje

Z výsledků měření znázorněných v grafu na obrázku 28 je patrné, že výkon neodpovídá přesně nastavené hodnotě. Výrobce však uvádí ke zvoleným výkonům toleranci ± 20 a v této toleranci se již výkony fotokoagulátoru pohybují. V místě s nejmenším průměrem svazku, kde by měla nastavená hodnota přesně odpovídat hodnotě měřené, byl změřen rozdíl při výkonu 70 mW 1,195, což odpovídá necelým 2 %. Při výkonu 260 mW pak v nejužším místě svazku byl naměřen rozdíl 5,705 tedy 2,194 %.

5.1.6. Hustota výkonu

Tabulka 9: Naměřená hustota výkonu pro dané vzdálenosti od zdroje laserového záření

VZDÁLENOST (cm)	HUSTOTA VÝKONU PRO 70 mW (mW/cm ²)	HUSTOTA VÝKONU PRO 260 mW (mW/cm ²)
4,0	1928,454	5873,839
4,5	2176,605	6735,225
5,0	2469,890	8033,252
5,5	2798,393	9150,871
6,0	3039,936	10093,611
6,5	3397,629	10921,591
7,0	3819,595	11757,082
7,5	4159,058	12739,523
8,0	4670,624	13568,174
8,5	5320,482	14752,304
9,0	6251,416	15876,292
9,5	7403,796	17560,723
10,0	9494,054	19231,617
10,5	11290,503	21881,306
11,0	11373,050	24559,472
11,5	9460,022	24018,577
12,0	7914,251	23337,802
12,5	6868,635	21739,680
13,0	5810,733	19618,471
13,5	4920,709	18463,852
14,0	4183,920	17232,846
14,5	3817,235	16417,491
15,0	3415,852	15278,047
15,5	3243,295	14290,722
16,0	2813,599	13533,495
16,5	2550,663	12707,977
17,0	2286,596	11604,440
17,5	2071,424	10735,801
18,0	1817,374	9589,414
18,5	1621,728	8284,340
19,0	1438,188	7365,661
19,5	1252,670	6373,747
20,0	1048,428	5771,284

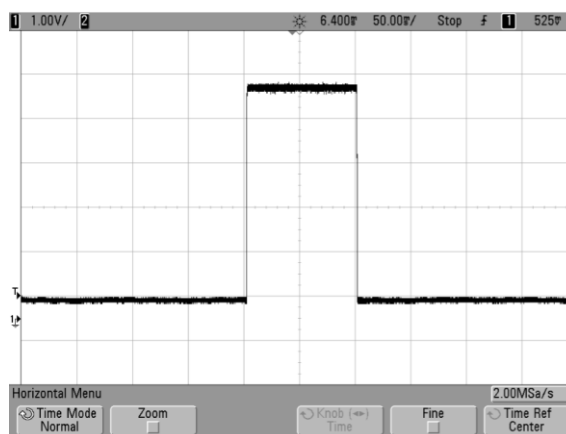


Obrázek 29: Závislost hustoty výkonu na vzdálenosti

Ze vztahu 4.20 (str. 54) vyplývá, že hustotu výkonu je možné vypočítat, jestliže je znám obsah plochy, na kterou záření dopadá a střední výkon optického záření v dané vzdálenosti. Pro výpočet hustoty výkonu pro vzdálenosti, ke kterým nebyl přiřazen výkon, bylo počítáno s hodnotami odhadnutými z grafu Obrázek 28. Po propočítání hustoty výkonu výstupního svazku laseru bylo zjištěno, že hustota výkonu je nejvyšší v pasu svazku, tedy při nejmenším průměru. S rostoucí velikostí průměru klesá hustota výkonu.

5.1.7. Délka pulzu

Fotokoagulátor Ellex INTEGRÉ umožňuje nastavení délky pulzu mezi 0,01 až 4,0 sekundy. Protože nejobvyklejší délka expozice je 0,1 s, byla proměřena délka právě takto trvajícího impulzu.



Obrázek 30: Délka pulzu 0,1 s

Z obrázku 30 je zřejmé, že nastavená délka pulzu odpovídá té změřené.

5.1.8. Kvalita svazku M^2 faktor

Pro výpočet kvality svazku je zapotřebí určení hodnoty d_i^2 , jedná se o průměr umocněný na druhou, který je získán z libovolně zvolených hodnot naměřené šířky svazku. Výpočet je řízen kvadratickou rovnicí 4.22 (str. 56) o třech neznámých, proto je nutné zvolit tři šířky svazku a k nim náležící hodnotu vzdálenosti, aby bylo možné neznámé koeficienty A , B a C a dopočítat. Šířky svazku musí být zvoleny tak, aby se pohybovaly kolem odhadnutého pasu svazku, a aby zvolené hodnoty byly jak nižší, tak vyšší než daný pas (viz kapitola 4.6 str. 55)

Tabulka 10: Hodnoty pro dosazení do kvadratické rovnice pro výkon 70 mW

	1	2	3
<i>Šířka svazku (mm)</i>	1,321	0,893	1,307
<i>d^2 (mm)</i>	1,745	0,797	1,708
<i>Vzdálenost z (cm)</i>	8,5	11	13,5

Tabulka 11: Hodnoty pro dosazení do kvadratické rovnice pro výkon 260 mW

	1	2	3
<i>Šířka svazku [mm]</i>	1,498	1,161	1,339
<i>d^2 [mm]</i>	2,244	1,348	1,793
<i>Vzdálenost z [cm]</i>	8,5	11	13,5

Po dosazení výše uvedených hodnot do kvadratické rovnice $d^2 = A + Bz + Cz^2$ a použitím výpočtu pro rovnici o třech neznámých, byly zjištěny koeficienty:

$$A (70 \text{ mW}) = 18,87352$$

$$B (70 \text{ mW}) = - 3,27924$$

$$C (70 \text{ mW}) = 0,14872$$

$$A (260 \text{ mW}) = 15,32108$$

$$B (260 \text{ mW}) = - 2,45036$$

$$C (260 \text{ mW}) = 0,10728$$

Jejich prostým dosazením do vzorců 4.23 a 4.24 (str.56) dojde k nalezení hodnot pološířky pasu svazku W_0 a divergence reálného svazku θ_0 , kdy pro svazek o výkonu 70 mW a 260 mW platí:

$$W_0 (70) = 0,446 \text{ mm}$$

$$\theta_0 (70) = 0,386 \text{ rad}$$

$$W_0 (70) = 0,575 \text{ mm}$$

$$\theta_0 (70) = 0,328 \text{ rad}$$

Dosazením do vzorce 4.20 se získá hodnota faktoru kvality M^2 .

$$M^2 (70 \text{ mW}) = 1,021$$

$$M^2 (260 \text{ mW}) = 1,114$$

Z výsledků M^2 faktorů je patrné, že měřené svazky vyzařované fotokoagulátorem jsou téměř Gaussovské. Pro připomenutí je M^2 pro ideální Gaussův svazek roven jedné.

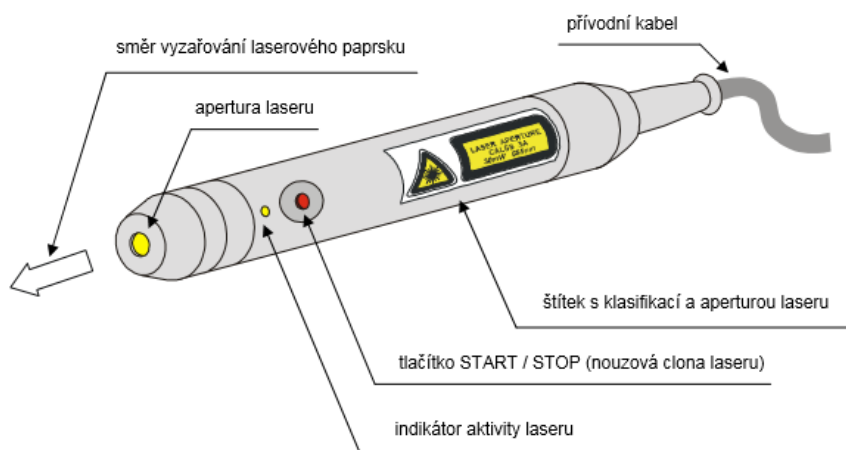
5.2. Biostimulační laser BTL 10

Biostimulační laser BTL 10 je přístroj pro neinvazivní laserovou terapii. Své uplatnění našel například v dermatologii, fyzioterapii a rehabilitaci.



Obrázek 31: Čelní panel přístroje BTL 10

K přístroji je nezbytné pro terapii laserovým paprskem připojit laserové sondy. Ty se vyrábějí v celé řadě výkonů, dle potřeb zákazníka. Podle vlnové délky se sondy dělí na sondy červené a infračervené. Dále je možné je rozdělit podle druhu paprsku, a to na konvergentní, kdy je vysílán bodový rovnoběžný paprsek, anebo divergentní, kdy je vysílán rozbíhavý paprsek, který umožňuje osvětit najednou větší plochu bez nutnosti přejíždění sondou nad ošetřovanou tkání [30].



Obrázek 32: Laserová sonda [30]

Použité polovodičové laserové diody v sondách mají omezenou dobu životnosti. Během této doby dioda podléhá stárnutí, což se projevuje poklesem jejího výkonu. Pokud výkon následkem stárnutí či poruchy poklesne pod hranici 40 % od hodnoty uvedené na štítku sondy, je nezbytné přístroj vybavit novou sondou [30].

Tabulka 12: Specifikace laseru

<i>Parametr</i>	Podrobné informace
<i>Typ</i>	Polovodičový laser
<i>Vlnová délka</i>	Dle sondy - 685 nm, 830 nm
<i>Režim generování laseru</i>	Kontinuální Pulzní
<i>Bezpečnostní třída</i>	3B
<i>Výkon</i>	Dle sondy - 30 mW, 50 mW ($\pm 20\%$)
<i>Průměr svazku</i>	2 – 19,5 mm (s krokem 2,5 mm)
<i>Divergence (pro divergentní sondu)</i>	0,28 rad

5.2.1. Vlnová délka

Sonda 30 mW

Vlnová délka byla vypočtena dle vztahu 4.14 (str.51), kde byly dosazeny hodnoty:

$$n = 1$$

$$D = 1,887 \cdot 10^{-6} \text{ (dle vztahu 4.15)}$$

$$\delta = 21,251^\circ \text{ (dle vztahu 4.16, kde } l = 90 \text{ mm, } y = 35 \text{ mm)}$$

Tabulka 13: Vlnová délka

<i>Vlnová délka udaná výrobcem</i>	Změřená vlnová délka
685 nm	684 nm

Sonda 50 mW

Vlnová délka byla vypočtena dle vztahu 4.14 (str. 51), kde byly dosazeny hodnoty:

$$n = 1$$

$$D = 1,887 \cdot 10^{-6} \text{ (dle vztahu 4.15)}$$

$$\delta = 25,974^\circ \text{ (dle vztahu 4.16, kde } l = 195 \text{ mm, } y = 95 \text{ mm)}$$

Tabulka 14: Vlnová délka

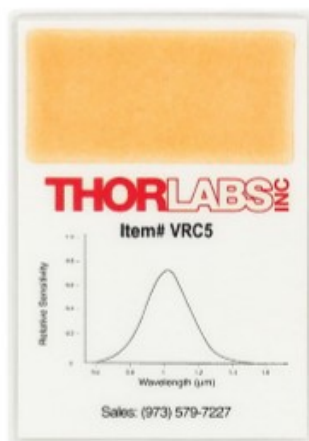
<i>Vlnová délka udaná výrobcem</i>	<i>Změřená vlnová délka</i>
830 nm	826 nm

5.2.2. Profil svazku

K přístroji byly přiloženy pouze sondy divergentní s velkou rozbíhavostí, která neumožňovala zaznamenat celý profil svazku za použití CCD snímače Spiricon SP503U, jehož aktivní plocha není přizpůsobená velké šířce svazku laseru. Zaznamenaný profil by tak nebyl úplný a byla by tak degradována hustota výkonu zaznamenaná ve 3D profilu svazku. Z tohoto důvodu profil svazku biostimulačního laseru BTL – 10 nebude uveden.

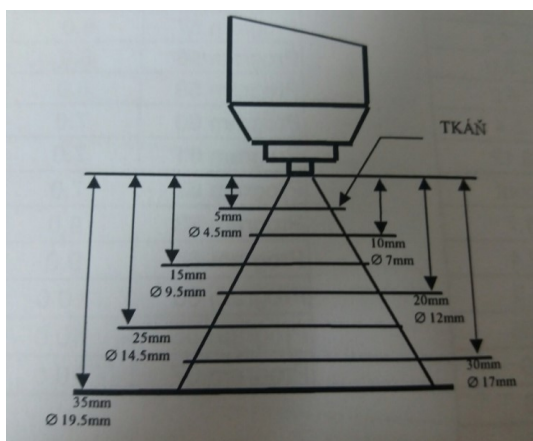
5.2.3. Šířka svazku

Vzhledem k povaze velikosti šířky svazku nebylo možné provést měření průměru svazku pomocí kamery Spiricon Sp503U, neboť jeho aktivní plocha snímání je menší než narůstající šířka paprsku. Bylo tedy použito alternativní metody, která spočívala v měření šířky svazku za pomoci posuvného měřítka. Pro měření šířky svazku u infračervené sondy byla použita zobrazovací kartička společnosti Thorlabs, která po přiložení do dráhy laseru svazek zobrazí ve vlnových délkách viditelného světla, konkrétně v červeném spektru.



Obrázek 33: Zobrazovací kartička pro 700–1500 nm

Z šířky svazku je odvozena plocha. Plocha je parametr terapie, u které se předpokládá častá změna uživatelem, protože každý léčený objekt má jinou velikost. Při použití divergentní sondy se na čelním panelu přístroje signalizuje i příslušná vzdálenost sondy od povrchu tak, aby se ozařovaná plocha rovnala ploše nastavené, respektive šířce svazku, ze které je plocha dopočtena. Pro určení plochy se ve všech případech využívá větší z obou průměrů oválné stopy. Maximální zobrazovaná vzdálenost je 3,5 cm, při ozařování z větší dálky dochází k přílišnému rozptýlení divergovaného laserového paprsku a klesají terapeutické účinky.



Obrázek 34: Rozbíhavost paprsku [30]

Tabulka 15: Šířka svazku v závislosti na vzdálenosti od povrchu uvedená v manuálu [30]

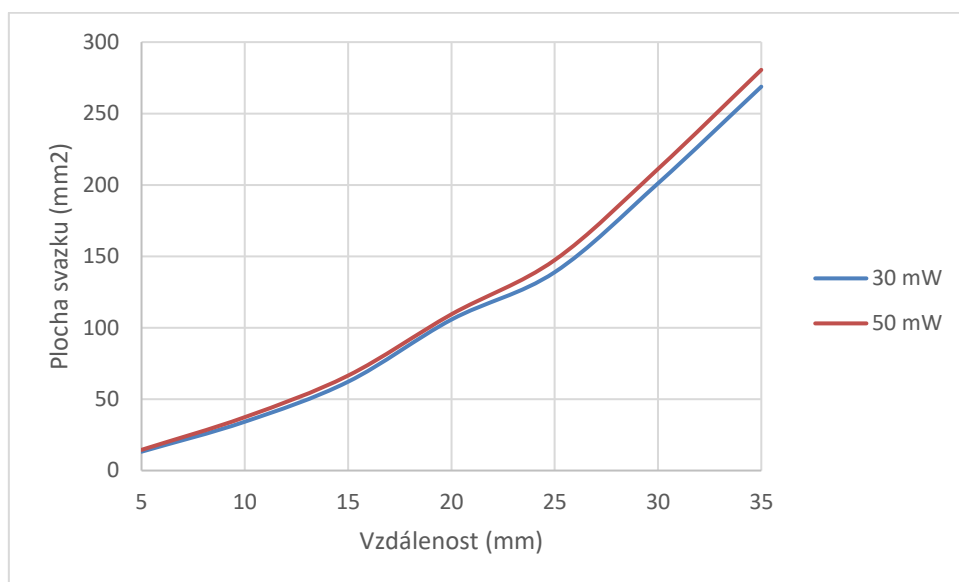
Průměr ozařované plochy (mm)	Vzdálenost sondy od těla (cm)	Ozařovaná plocha (mm ²)
2,0	přiložení na kůži	3,0
4,5	0,5	15,0
7,0	1,0	30,0
9,5	1,5	60,0
12,0	2,0	105,0
14,5	2,5	140,0
17,0	3,0	200,0
19,5	3,5	260,0

Tabulka 16: Šířka a plocha svazku – sonda 30 mW

	0,5 cm	1,0 cm	1,5 cm	2,0 cm	2,5 cm	3,0 cm	3,5 cm
<i>Osa X (mm)</i>	2,0	3,3	4,5	5,8	6,7	8,0	9,3
<i>Osa Y (mm)</i>	4,1	6,6	8,9	11,6	13,3	16,0	18,5
<i>Plocha (mm²)</i>	13,2	34,2	62,21	105,7	138,9	201,1	268,8

Tabulka 17: Šířka a plocha svazku – sonda 50 mW

	0,5 cm	1,0 cm	1,5 cm	2,0 cm	2,5 cm	3,0 cm	3,5 cm
<i>Osa X (mm)</i>	2,1	3,5	4,6	5,9	6,9	8,2	9,5
<i>Osa Y (mm)</i>	4,3	6,9	9,2	11,8	13,7	16,4	18,9
<i>Plocha (mm²)</i>	14,5	37,4	66,5	109,4	147,4	211,2	280,6



Obrázek 35: Graf závislosti plochy svazku na vzdálenosti sondy od snímací kamery

Dle očekávání je šířka svazku sondy 50 mW téměř totožná s šířkou sondy předchozí. Obě sondy tak až na výchyly, které mohly být způsobeny subjektivní chybou měření, splňují předpoklady uvedené v manuálu.

5.2.4. Divergence svazku

Protože u sond nebylo vzhledem k jejich šířce svazku možné pro měření divergence použití CCD snímače Spiricon SP503U, byla průměrná divergence vypočtena pomocí vzorce 4.12. (str. 47) Do výpočtu byly jako hodnoty poloměru dosazeny hodnoty osy Y, neboť výrobce uvádí výpočty s vyššími hodnotami z obou průměrů oválné stopy. Vzhledem k tomu, že šířky svazku jednotlivých sond jsou si velmi podobné, byla i získaná divergence téměř totožná pro obě sondy.

Tabulka 18: Divergence sond

<i>Divergence udaná výrobcem</i>	Průměrná hodnota divergence
0,28 rad	0,30 rad

Z tabulky 18 je patrné, že změřená hodnota divergence se od divergence udané výrobcem liší. Tento fakt může být zapříčiněn subjektivní chybou, která mohla vzniknout při měření šířky svazku nebo divergence již také mohla být ovlivněna stářím sondy.

5.2.5. Střední výkon

Přístroj má k dispozici přímo údaj o právě vyzařovaném výkonu sondy a podle jeho hodnoty reguluje buzení laserové diody. Vzhledem ke ztrátám, ke kterým dochází na optických rozhraních uvnitř sond, může být maximální nastavitelný výkon nižší než výkon uvedený na štítku sondy. V tomto případě byla maximální možná hodnota výkonu pro sondu 30 mW rovna 28 mW a pro 50 mW se rovnala 45 mW.

Tabulka 19: Střední výkon sonda 30 mW

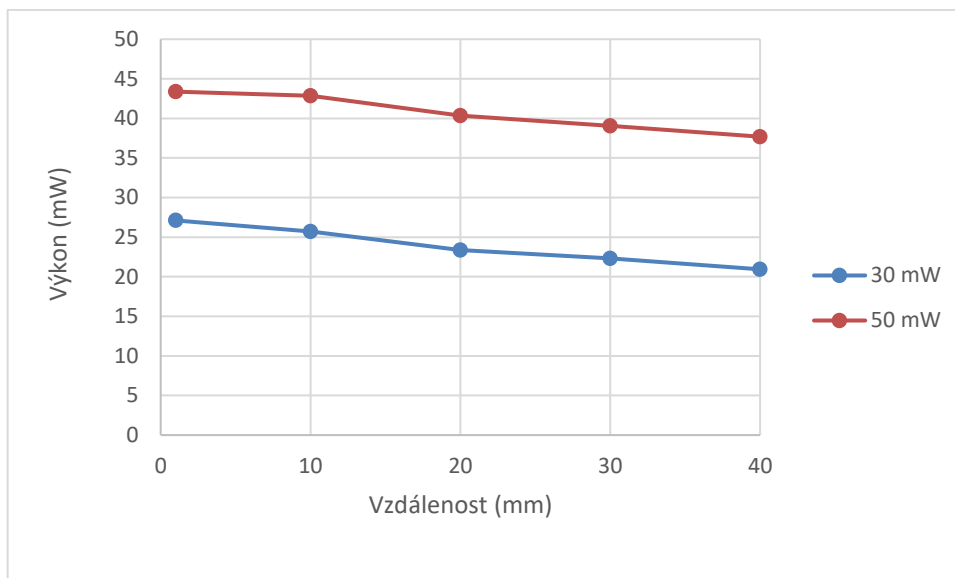
Vzdálenost (mm)	1	10	20	30	40
Střední výkon (mW)	27,11	25,72	23,37	22,33	20,94

Tabulka 20: Střední výkon sonda 50 mW

Vzdálenost (mm)	1	10	20	30	40
Střední výkon (mW)	43,38	42,86	40,36	39,07	37,69

Tabulka 21: Hodnoty pro výpočet výkonu

Vzdálenost [mm]	m (kg)	C (Jkg ⁻¹ K ⁻¹)	T ₂ – T ₁ (°C)	t (s)
<u>Sonda 30 mW</u>				
1	0,000817	896	1,0	30
10	0,000861	896	0,9	30
20	0,0006401	896	1,1	30
30	0,000841	896	0,8	30
40	0,000631	896	1,0	30
<u>Sonda 50 mW</u>				
1	0,000817	896	1,6	30
10	0,000861	896	1,5	30
20	0,0006401	896	1,9	30
30	0,000841	896	1,4	30
40	0,000631	896	1,8	30



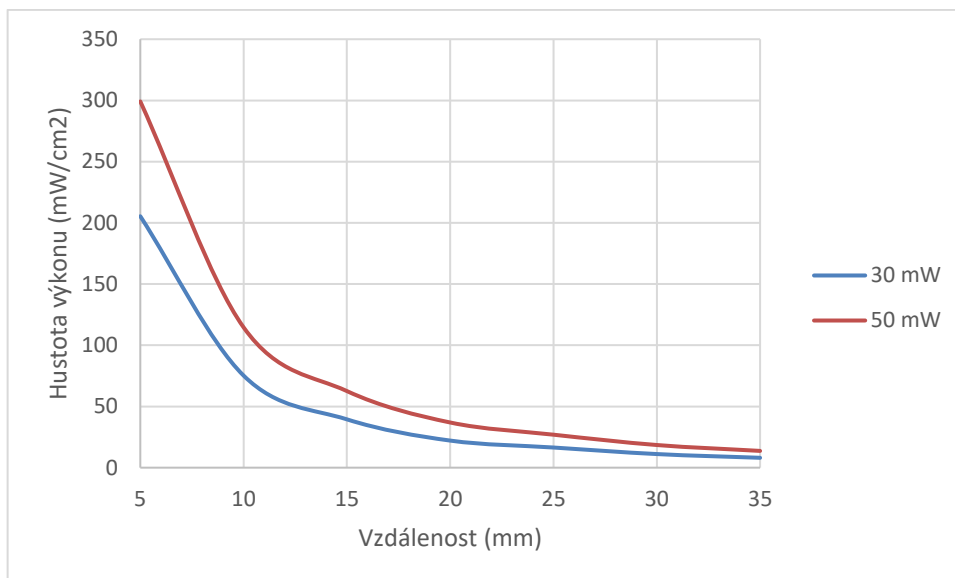
Obrázek 36: Grafická závislost výkonu sond na vzdálenosti sondy od měřicí jednotky

Z výsledků měření znázorněných v grafu na obrázku 36 je patrné, že výkon se velmi blíží hodnotám udaných na přístroji. Rozdíl od hodnot na přístroji a naměřených hodnot nepřekračuje ani 5 %. Výkon byl měřen pouze do vzdálenosti 4 cm, neboť při větší vzdálenosti již docházelo k velké rozbíhavosti svazku a výsledek by tak byl degradován. Při této vzdálenosti došlo k poklesu výkonu u sondy 30 mW o 23 % a u sondy 50 mW o 13 %.

5.2.6. Hustota výkonu

Tabulka 22: Hustota výkonu v závislosti na vzdálenosti

VZDÁLENOST (mm)	HUSTOTA VÝKONU SONDA 30 mW (mW/cm ²)	HUSTOTA VÝKONU SONDA 50 mW (mW/cm ²)
5	205,38	299,17
10	75,20	114,60
15	39,46	62,57
20	22,11	36,89
25	16,45	26,94
30	11,10	18,50
35	8,05	13,68



Obrázek 37: Graf závislosti hustoty výkonu na vzdálenosti

Z výsledků měření lze říci, že hustota výkonu klesá se vzdáleností, tedy klesá také s rostoucí šířkou svazku.

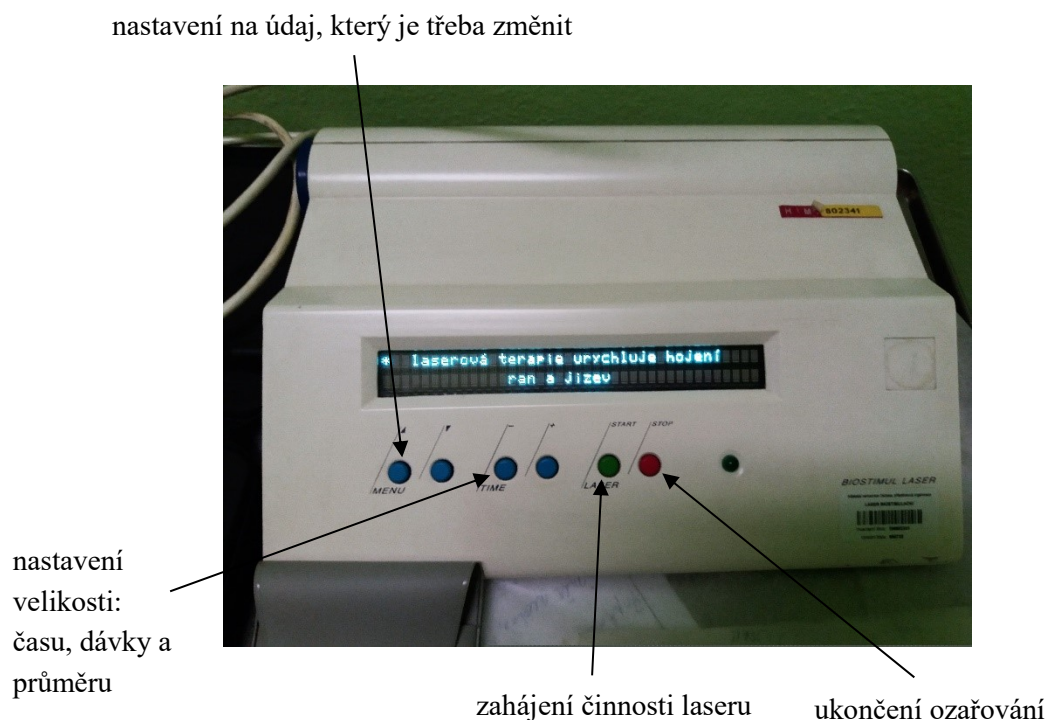
5.2.7. M^2 faktor kvality svazku

Protože ze získaných výsledků měření šířky svazku nelze vytvořit hyperbolický fit, respektive nelze proskenovat odhadovanou oblast pasu svazku z obou stran, neboť pas svazku se nachází v těsné blízkosti od sondy, není možné určit M^2 faktor za pomoci kvadratické rovnice 4.22. Pro výpočet M^2 faktoru musí posloužit pouze vztah 4.21, do kterého budou dosazeny hodnoty určené pro odhadovaný pas svazku. Z toho důvodu by výsledky M^2 faktoru byly zkreslené, a proto nebudou začleněny do této diplomové práce. Jelikož stopa svazku má tvar oválu, bylo by také nutné vypočítat M^2 faktor jak pro osu Y, tak pro osu X.

Ze stejného důvodu nebude M^2 faktor kvality svazku také počítán pro níže uvedené lasery.

5.3. Biostimulační laser Biostimul

Biostimulační laser Biostimul slouží k ozařovací terapii v široké škále medicínských oborů. Jedná se o mikropočítačem řízený stolní přístroj jednoduše ovládaný pomocí tlačítek a komunikačního displeje. Zdrojem záření je helium – neonová trubice, která vyzařuje na vlnové délce 632,8 nm. Pro terapii se používá přiložená aplikační sonda se specifickými parametry. V práci budou proměřeny právě parametry aplikační divergentní sondy, konkrétně sondy s velikostí výkonu 20 mW.



Obrázek 38: Čelní panel laseru Biostimul

Na rozdíl od laseru BTL – 10, nezobrazuje laser Biostimul vzdálenost od povrchu, která je potřebná pro danou plochu, která má být ozařena. Biostimul automaticky vypočítává danou plochu a potřebnou délku terapie z dávky energie, která je vypočtena dle vztahu:

$$Dávka\ energie\ (J/cm^2) = \frac{střední\ výkon\ záření\ (W) \cdot doba\ aplikace\ (s)}{ozařovaná\ plocha\ (cm^2)} \quad (5.1)$$

I když stopa má tvar oválu, je stejně jako u laseru BTL – 10 počítáno s obsahem kruhu.

Tabulka 23: Specifikace laseru Biostimul

<i>Parametr</i>	Podrobné informace
<i>Typ</i>	Helium – neonový laser
<i>Vlnová délka</i>	670 nm (dle sondy)
<i>Režim generování laseru</i>	Kontinuální
<i>Bezpečností třída</i>	3B
<i>Délka impulsu</i>	0,05 ms – 5 s
<i>Výkon</i>	20 mW (dle sondy)
<i>Průměr svazku</i>	neuvedeno
<i>Divergence divergentní sonda</i>	0,28 rad

5.3.1. Vlnová délka

Vlnová délka byla vypočtena dle vztahu 4.14 (str. 51), kde byly dosazeny hodnoty:

$$n = 1$$

$$D = 1,887 \cdot 10^{-6} \text{ (dle vztahu 4.15)}$$

$$\delta = 21,038^\circ \text{ (dle vztahu 4.16, kde } l = 130 \text{ mm, } y = 50 \text{ mm)}$$

Tabulka 24: Vlnová délka

<i>Vlnová délka udaná výrobcem</i>	Změřená vlnová délka
670 nm	677 nm

5.3.2. Profil svazku

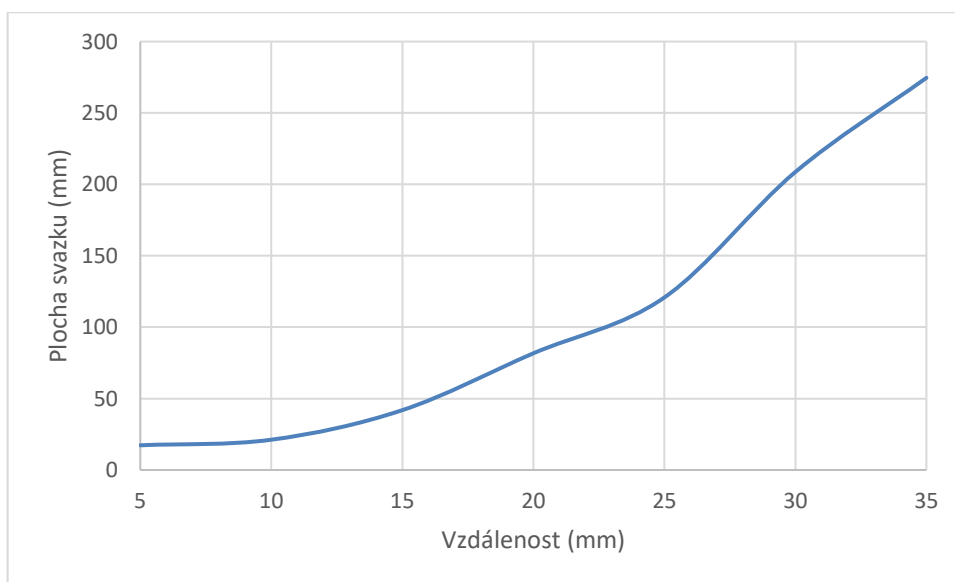
Profil svazku biostimulačního laseru není do této práce začleněn ze stejného důvodu jako tomu bylo u laseru BTL 10 (viz kapitola 5.2.2 str.72).

5.3.3. Šířka svazku

Vzhledem k povaze velikosti šířky svazku nebylo možné provést měření průměru svazku pomocí kamery Spiricon Sp503U. Bylo tedy použito alternativní metody stejně jako u laseru BTL - 10.

Tabulka 25: Šířka a plocha svazku

VZDÁLENOST (mm)	ŠÍŘKA SVAZKU OSA Y (mm)	ŠÍŘKA SVAZKU OSA X (mm)	OBSAH SVAZKU (mm ²)
5	4,7	2,3	17,3
10	5,2	2,6	21,2
15	7,3	3,8	41,9
20	10,2	5,2	81,7
25	12,4	6,2	120,8
30	16,3	7,5	208,7
35	18,7	8,7	274,6



Obrázek 39: Závislost plochy svazku na vzdálenosti sondy od snímací kamery

Z obrázku 39 je patrné, že nejmenší plochy svazku je dosaženo v minimální vzdálenosti od povrchu. S rostoucí vzdáleností pak narůstá také plocha stopy laserové sondy.

5.3.4. Divergence svazku

Protože u sond nebylo vzhledem k jejich šířce svazku možné pro měření divergence použití CCD snímače Spiricon SP503U, byla průměrná divergence vypočtena pomocí vzorce 4.12 (str. 47). Do výpočtu byly jako hodnoty poloměru dosazeny hodnoty osy Y, neboť je opět pracováno s vyššími hodnotami z obou průměrů oválné stopy.

Tabulka 26: Divergence sondy

<i>Divergence udaná výrobcem</i>	Průměrná hodnota divergence
<i>0,28 rad</i>	0,28 rad

Z tabulky 26 je patrné, že vypočítaná hodnota divergence odpovídá divergenci uvedené výrobcem.

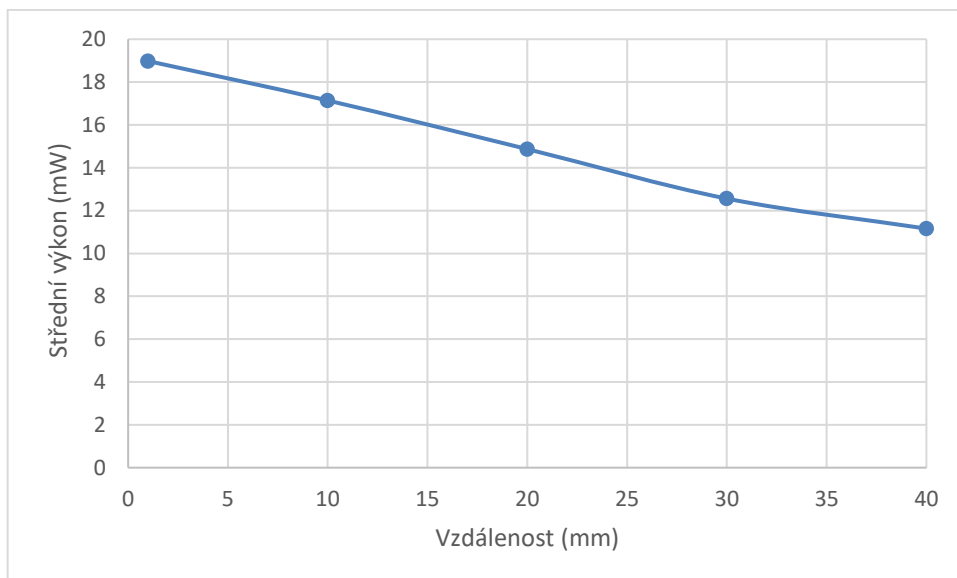
5.3.5. Střední výkon

Tabulka 27: Střední výkon sondy 20 mW v závislosti na vzdálenosti sondy od měřicí jednotky

Vzdálenost (mm)	1	10	20	30	40
Střední výkon (mW)	18,98	17,14	14,87	12,56	11,16

Tabulka 28: Hodnoty pro výpočet výkonu

Vzdálenost [mm]	m (kg)	C (Jkg⁻¹K⁻¹)	T₂ – T₁ (°C)	t (s)
<i>1</i>	0,000817	896	0,7	30
<i>10</i>	0,000861	896	0,6	30
<i>20</i>	0,0006401	896	0,7	30
<i>30</i>	0,000631	896	0,6	30
<i>40</i>	0,000841	896	0,4	30



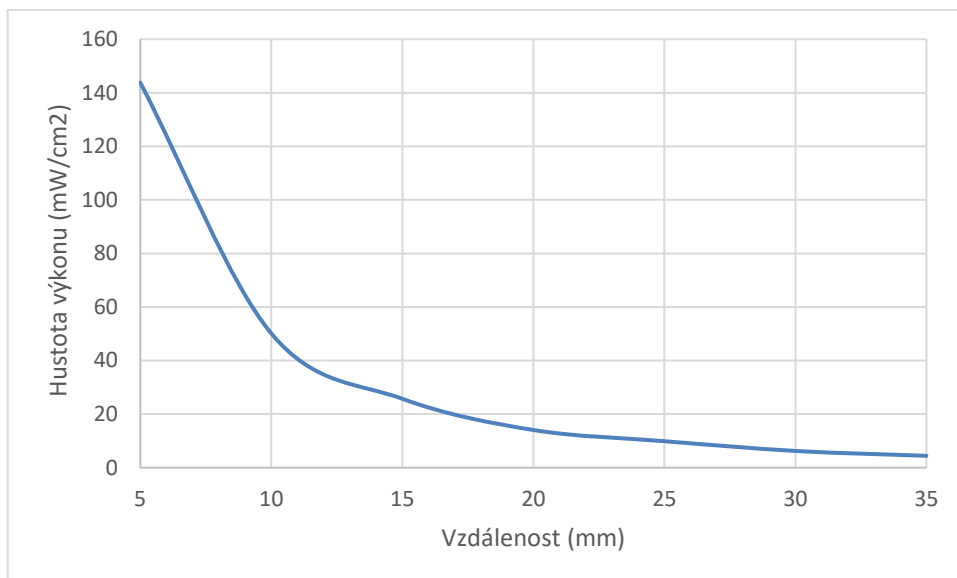
Obrázek 40: Graf závislosti středního výkonu na vzdálenosti sondy od měřicí jednotky

Z výsledků měření znázorněných v grafu na obrázku 40 je patrné, že výkon neodpovídá přesně nastaveným hodnotám. Naměřená hodnota vykazuje odchylku od uvedeného výkonu na štítku sondy 5,55 %. Vzhledem k tomu, že norma ČSN EN 60825 dovoluje toleranci výkonu $\pm 20 \%$, je tato odchylka zanedbatelná.

5.3.6. Hustota výkonu

Tabulka 29: Hustota výkonu v závislosti na vzdálenosti

Vzdálenost (mm)	5	10	15	20	25	30	35
Hustota výkonu (mW/cm ²)	143,79	50,12	25,72	14,07	9,88	6,25	4,41

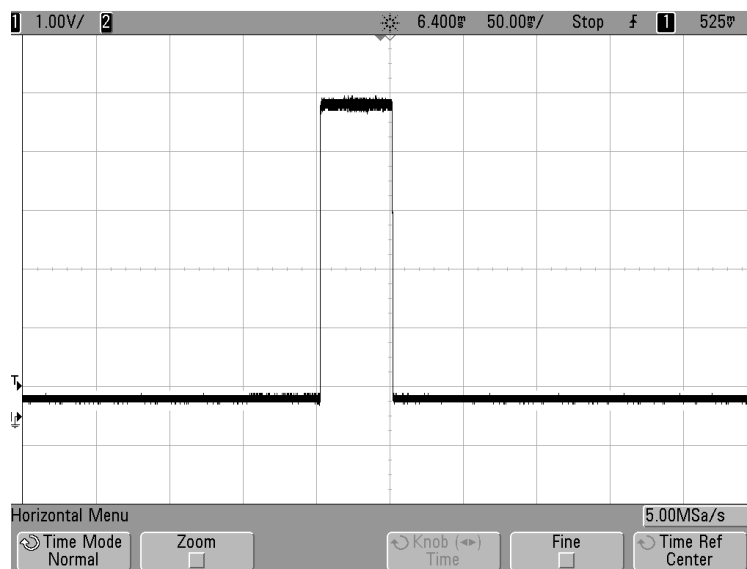


Obrázek 41: Závislost hustoty výkonu na vzdálenosti

Z výsledků měření lze říci, že hustota výkonu klesá se vzdáleností, tedy klesá také s rostoucí šířkou svazku.

5.3.7. Délka pulzu

Pro kontrolu délky pulzu byla pro práci zvolena délka pulzu o velikosti 0,05 s, což je minimální doba trvání pulzu, které je možné dosáhnout.



Obrázek 42: Délka pulzu 0,05 s

Z obrázku 42 je zřejmé, že nastavená délka pulzu odpovídá té změřené.

5.4. Oční chirurgický laser COHERENT



Obrázek 43: Čelní panel laseru Coherent

Laser Coherent je spouštěn pomocí nožního pedálu a laserové záření je vyzařováno z optického kabelu připojeného k laseru.

Tabulka 30: Specifikace laseru

<i>Parametr</i>	Podrobné informace
<i>Typ</i>	Argonový laser
<i>Vlnová délka</i>	514 nm (může se kombinovat 488 + 514 nm)
<i>Režim generování laseru</i>	Pulzní Kontinuální
<i>Bezpečnostní třída</i>	4
<i>Délka impulsu</i>	0,01 – 1 s
<i>Výkon</i>	CW 50–1000 mW Pulzní max. 2,5 W
<i>Průměr svazku</i>	neuvedeno
<i>Divergence</i>	nevedeno

5.4.1. Vlnová délka

Vlnová délka byla vypočtena dle vztahu 4.14 (str.51), kde byly dosazeny naměřené hodnoty:

$$n = 1$$

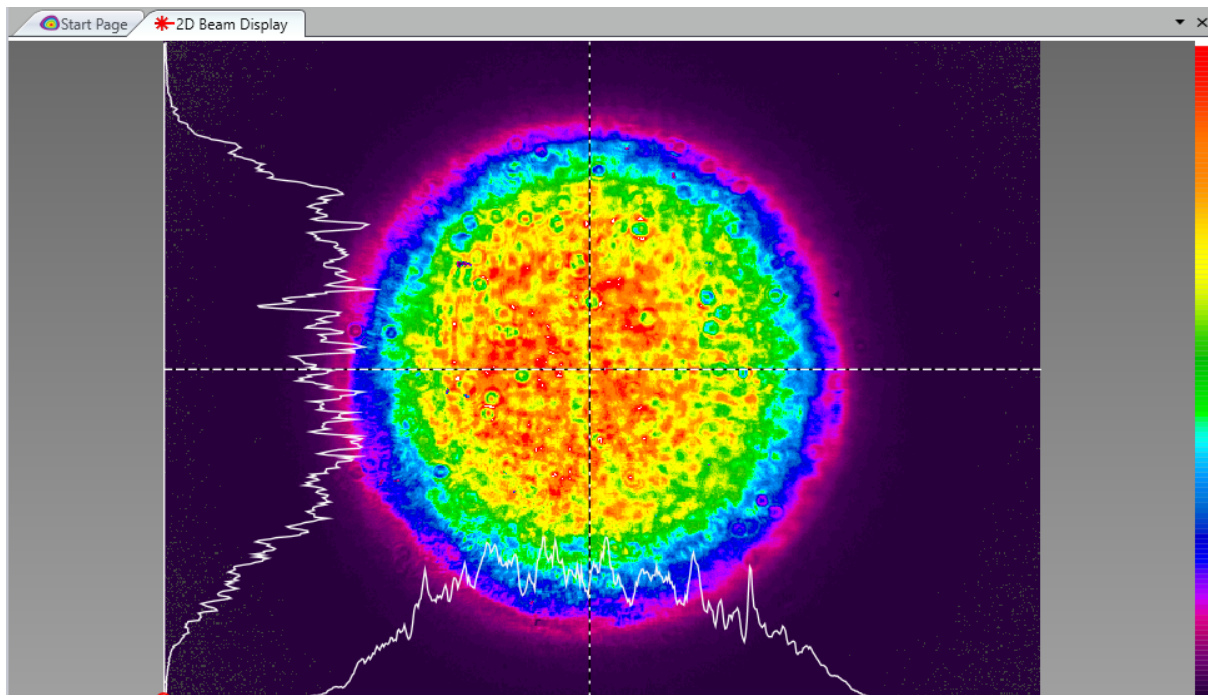
$$D = 1,887 \cdot 10^{-6} \text{ (dle vztahu 4.15)}$$

$$\delta = 16,294^\circ \text{ (dle vztahu 4.16, kde } l = 50 \text{ mm, } y = 14 \text{ mm)}$$

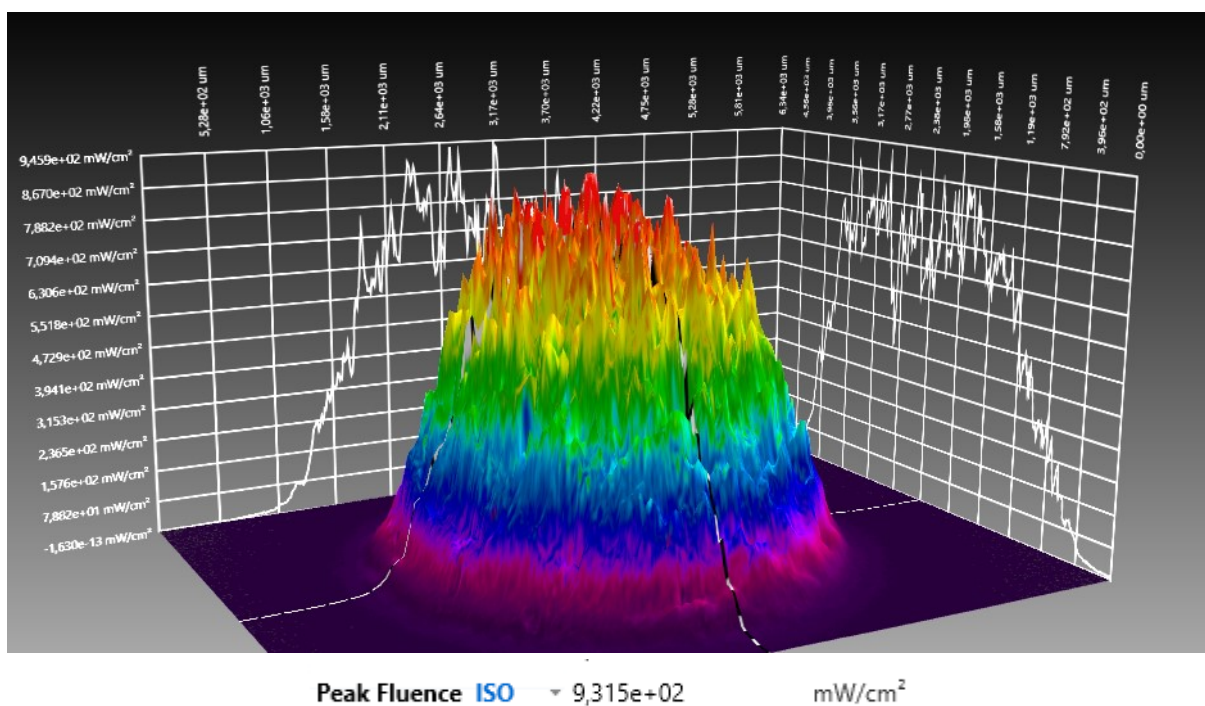
Tabulka 31: Vlnová délka

<i>Vlnová délka udaná výrobcem</i>	Změřená vlnová délka
514nm	509 nm

5.4.2. Profil svazku



Obrázek 44: 2D profil svazku



Obrázek 45: 3D profil svazku

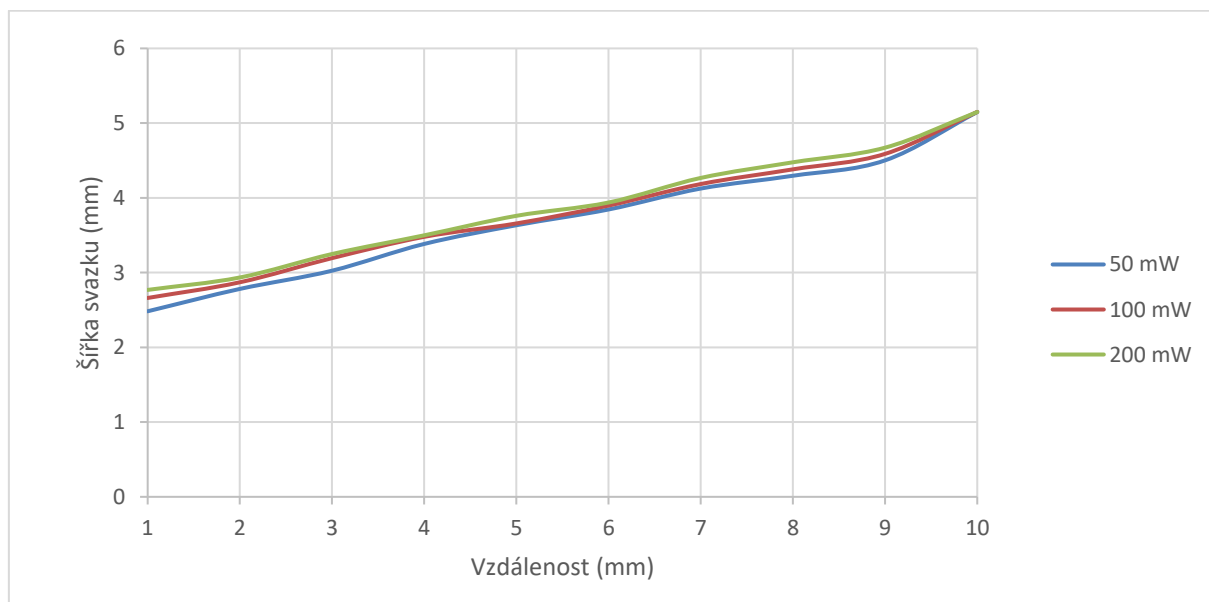
Z profilu svazku je patrné, že jeho stopa má kruhový tvar. Profil svazku byl znázorněn pro laserový svazek o výkonu 50 mW ve vzdálenosti 5 mm od snímací kamery. Ze 3D profilu svazku

lze vyčíslit hustota výkonu v peaku, která je $931,5 \text{ mW/cm}^2$. Hustota celé plochy svazku je pak viz Tabulka 36.

5.4.3 Šířka svazku

Tabulka 32: Šířka svazku v závislosti zdroje laserového záření od snímací kamery

VZDÁLENOST (mm)	ŠÍŘKA SVAZKU 50 mW (mm)	ŠÍŘKA SVAZKU 100 mW (mm)	ŠÍŘKA SVAZKU 200 mW(mm)
1	2,483	2,661	2,769
2	2,782	2,871	2,935
3	3,026	3,194	3,249
4	3,384	3,479	3,499
5	3,634	3,658	3,760
6	3,845	3,897	3,938
7	4,125	4,185	4,267
8	4,296	4,382	4,476
9	4,502	4,589	4,672
10	5,149	5,151	5,149



Obrázek 46: Závislost šířky svazku na vzdálenosti optického kabelu od snímací kamery

Z grafu na obrázku 46 je patrné, že s rostoucí vzdáleností roste také šířka svazku. Její nárůst je takový, že neumožňuje zařízení Spiricon SP503U snímat do vyšší vzdálenosti než 1 cm. To je dáno především malou aktivní plochou snímání kamery.

5.4.4. Divergence

Tabulka 33: Divergence

<i>Divergence udaná výrobcem</i>	Průměrná divergence
<i>neuvedeno</i>	0,42 rad

Vzhledem k tomu, že výrobce neuvedl divergenci svazku, nelze ji porovnat s průměrnou hodnotou divergence vypočítanou dle vzorce 4.12 (str.47).

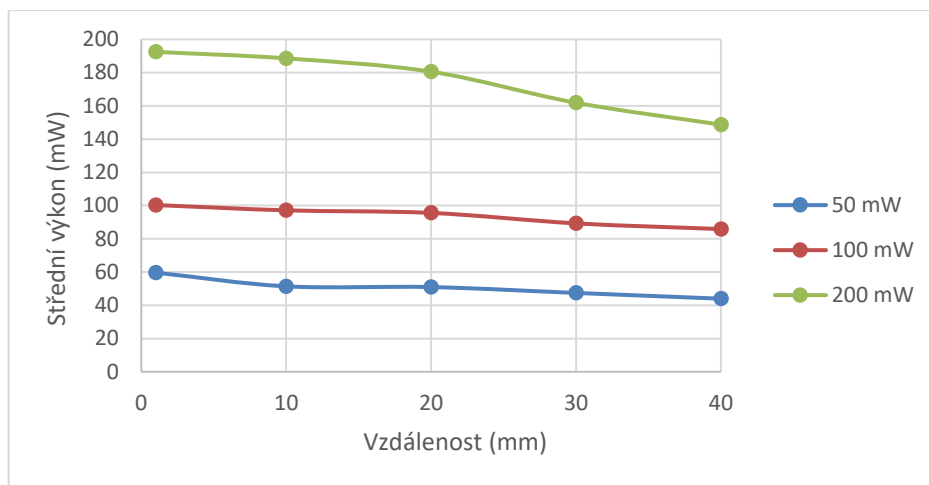
5.4.5. Střední výkon

Tabulka 34: Závislost středního výkonu na vzdálenosti optického kabelu od měřící jednotky

VZDÁLENOST (mm)	STŘEDNÍ VÝKON 50 mW	STŘEDNÍ VÝKON 100 mW	STŘEDNÍ VÝKON 200 mW
<i>1</i>	59,647	100,316	192,497
<i>10</i>	51,430	97,146	188,578
<i>20</i>	50,980	95,589	180,556
<i>30</i>	47,445	89,308	161,871
<i>40</i>	43,974	85,853	148,673

Tabulka 35: Hodnoty pro výpočet středního výkonu

Vzdálenost (mm)	m (kg)	C (Jkg ⁻¹ K ⁻¹)	T ₂ – T ₁ (°C)	t (s)
<u>Výkon 50 mW</u>				
<i>1</i>	0,000817	896	2,2	30
<i>10</i>	0,000861	896	1,8	30
<i>20</i>	0,0006401	896	2,4	30
<i>30</i>	0,000841	896	1,7	30
<i>40</i>	0,000631	896	2,1	30
<u>Výkon 100 mW</u>				
<i>1</i>	0,000817	896	3,7	30
<i>10</i>	0,000861	896	3,4	30
<i>20</i>	0,0006401	896	4,5	30
<i>30</i>	0,000841	896	3,2	30
<i>40</i>	0,000631	896	4,1	30
<u>Výkon 200 mW</u>				
<i>1</i>	0,000817	896	7,1	30
<i>10</i>	0,000861	896	6,6	30
<i>20</i>	0,0006401	896	8,5	30
<i>30</i>	0,000841	896	5,8	30
<i>40</i>	0,000631	896	7,1	30



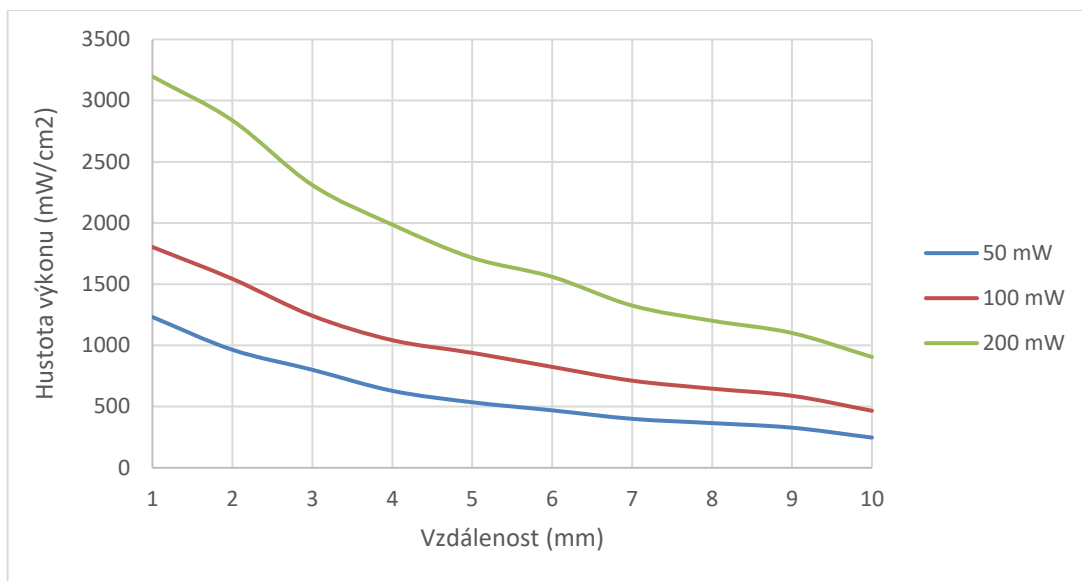
Obrázek 47: Závislost výkonu na vzdálenosti optického kabelu od měřicí jednotky

Z výsledků měření znázorněných v grafu na obrázku 47 je patrné, že výkon neodpovídá přesně nastaveným hodnotám. V případě zvoleného výkonu 50 mW dokonce výkon překračuje nastavenou hodnotu o 19%. Vzhledem k tomu, že norma ČSN EN 60825 dovoluje toleranci výkonu $\pm 20\%$, není třeba tuto odchylku považovat za poruchovou. Odchylka pro výkon 100 mW je pak rovna 0,316 % a pro 200 mW dosahuje velikosti 3,8 %. Lze tedy tvrdit, že nejpřesnějšího nastavení bylo dosaženo pro 100 mW.

5.4.6. Hustota výkonu

Tabulka 36: Hustota výkonu v závislosti na vzdálenosti

VZDÁLENOST (mm)	HUSTOTA VÝKONU 50 mW (mW/cm ²)	HUSTOTA VÝKONU 100 mW (mW/cm ²)	HUSTOTA VÝKONU 200 mW (mW/cm ²)
1	1231,812	1803,805	3196,592
2	964,363	1543,459	2837,984
3	800,831	1242,130	2310,027
4	628,932	1042,789	1986,636
5	535,473	939,453	1715,991
6	469,471	824,435	1560,346
7	400,215	711,990	1325,580
8	365,323	646,786	1201,564
9	327,883	588,554	1101,434
10	246,990	466,177	905,637

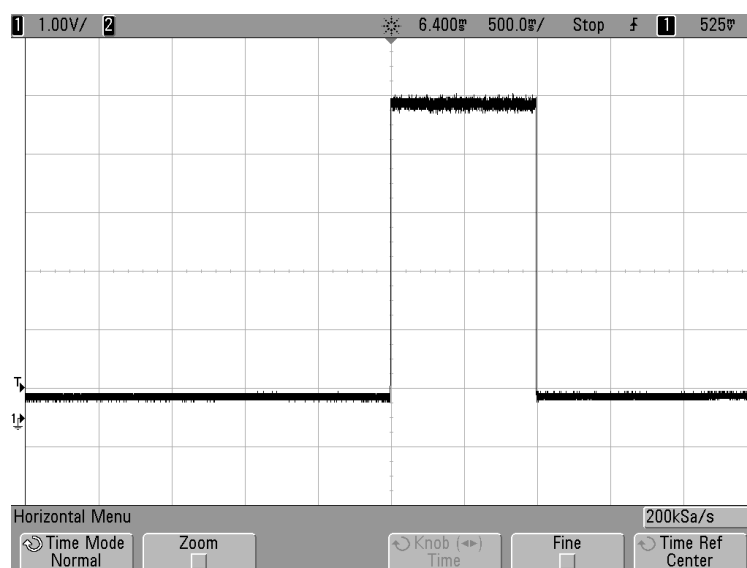


Obrázek 48: Grafická závislost hustoty výkonu na vzdálenosti

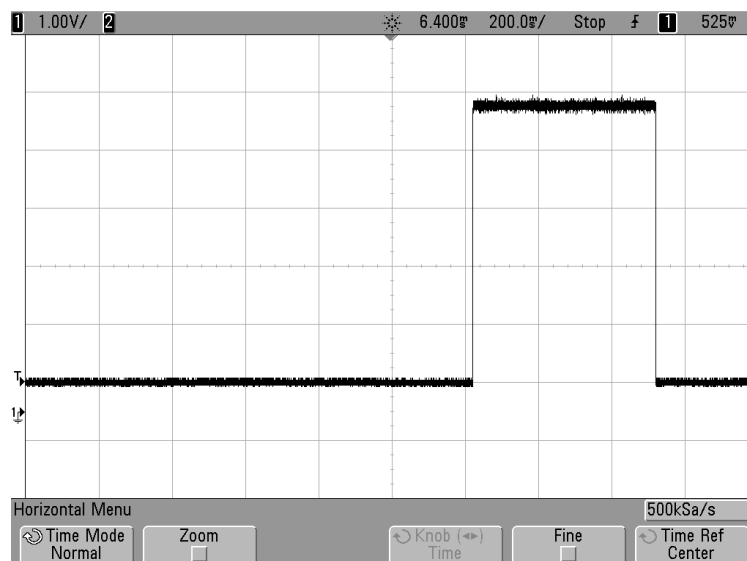
Výsledek měření opět potvrdil, že hustota výkonu klesá se vzdáleností, tedy že klesá také s rostoucí šířkou svazku.

5.4.7. Délka pulzu

Pro laser Coherent byly změřeny délky pulzu o velikosti 1 s a 0,5 s.



Obrázek 49: Délka pulzu 1 s



Obrázek 50: Délka pulzu 0,5 s

Dle naměřených výsledků lze tvrdit, že délky pulzu odpovídají nastaveným hodnotám.

6. Zhodnocení a analýza dosažených výsledků

V práci byly proměřovány charakteristické parametry fotokoagulátoru, očního chirurgického laseru a dvou biostimulačních laserů, respektive jejich aplikačních sond. Vzhledem k tomu, že lasery jsou určeny k jiným aplikacím, s výjimkou laserů biostimulačních, nelze je navzájem srovnávat. Zhodnoceno tedy bude charakteristické chování jednotlivých měřených parametrů.

6.1. Závislost parametrů na vzdálenosti

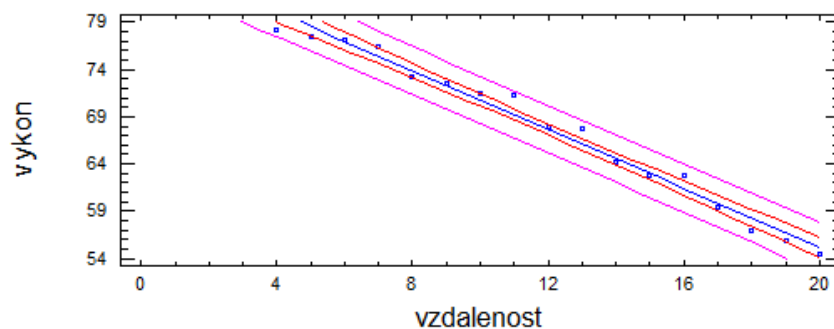
Z grafického znázornění závislosti parametrů šířky svazku potažmo plochy svazku, výkonu a hustoty výkonu na vzdálenosti je zřejmé, že vzdálenost jednotlivé parametry ovlivňuje. Pro výkon a hustotu výkonu platí, že s rostoucí vzdáleností klesají, naopak šířka svazku, s rostoucí vzdáleností narůstá. Úbytek hustoty výkonu vychází ze vztahu, kterým je doložen, tedy výkonem děleným plochou dopadajícího svazku. Protože se vzdáleností výkon klesá a plocha svazku narůstá, je jasný také pokles hustoty výkonu. Nárůst šířky svazku je dán rozbíhavostí paprsku, která se zvětšuje právě se vzdáleností.

Závislost mezi veličinami, lze dokázat také statisticky. Ke statistickému prozkoumání vztahu mezi dvěma veličinami, kde jedna z nich je tzv. nezávisle proměnná (vzdálenost) a má ovlivňovat druhou, tzv. závisle proměnnou (šířka svazku, výkon, hustota výkonu) byla zvolena metoda lineární regrese prováděna za pomoci programu STATGRAICS Plus 5.1. Protože daná závislost je již potvrzena za pomoci grafického znázornění, nebude lineární regrese provedena u všech laserů, ale pouze u vybraných. Daná metoda poslouží pouze jako příklad určení závislosti pro případ, kdy není uvedena grafická závislost či závislost není zcela patrná.

Prvním krokem ve zkoumání je zakreslení dat do bodového grafu, tzv. korelačního pole, díky němuž se ověří, zda mezi veličinami existuje skutečně předpokládaná závislost, tzv. regrese. Výsledky jsou kromě grafické podoby také v podobě tabulky obsahující výsledky regresní analýzy.

6.1.1. Závislost výkonu na vzdálenosti

K určení závislosti výkonu na vzdálenosti byl zvolen výkon naměřený u fotokoagulatoru Ellex INTEGRE pro nastavenou velikost 70 mW.



Obrázek 51: Korelační pole

Regression Analysis - Linear model: $Y = a + b \cdot X$

Dependent variable: vykon
Independent variable: vzdálenost

Parameter	Estimate	Standard Error	T Statistic	P-Value
Intercept	86,3484	0,731925	117,974	0,0000
Slope	-1,5588	0,0564692	-27,6044	0,0000

Analysis of Variance

Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Model	991,381	1	991,381	762,00	0,0000
Residual	19,5153	15	1,30102		
Total (Corr.)	1010,9	16			

Correlation Coefficient = -0,9903
R-squared = 98,0695 percent
R-squared (adjusted for d.f.) = 97,9408 percent
Standard Error of Est. = 1,14062
Mean absolute error = 0,886215
Durbin-Watson statistic = 1,24401 (P=0,0241)
Lag 1 residual autocorrelation = 0,265045

The StatAdvisor

The output shows the results of fitting a linear model to describe the relationship between vykon and vzdálenost. The equation of the fitted model is

$$\text{vykon} = 86,3484 - 1,5588 \cdot \text{vzdálenost}$$

Obrázek 52: Výsledky regresní analýzy

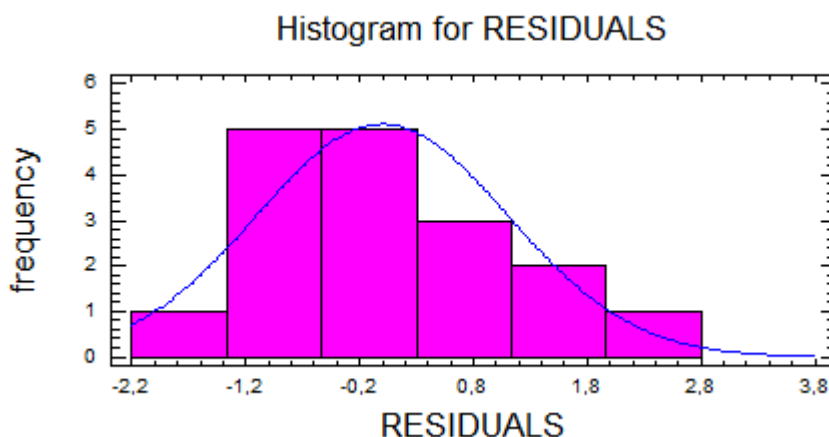
Vhodný regresní model musí mít vysvětlený součet čtverců větší než reziduální součet čtverců. Tato podmínka je splněna, viz Výsledky regresní analýzy: Analysis of Variance. V tomto případě lze tedy říci, že lineární závislost mezi plochou svazku a vzdáleností existuje.

Kvalita regresního modelu lze hodnotit pomocí indexu determinace R^2 . Index determinace udává, kolik procent rozptylu vysvětlované proměnné je modelem vysvětleno. Hodnota indexu determinace je pro tento případ rovna 98,07 %. Lze tedy předpokládat, že tento model je vhodný.

Pro vyhodnocení předpokladů pro použití lineárního regresního modelu je nezbytné provedení posouzení reziduí, kdy je ověřována:

1. Normalita reziduí
2. Nulová střední hodnota reziduí
3. Nulová kovariance reziduí

ad1.) Testování normality je provedeno jak histogramem, tak statistickými testy.



Obrázek 53: Histogram reziduí

EDF Statistic	Value	Modified Form	P-Value
Kolmogorov-Smirnov D	0,0898489	0,388081	$\geq 0,10^*$
Anderson-Darling A^2	0,154394	0,162407	0,9456*

Obrázek 54: Výsledky Kolmogorovova – Smirnovova testu

Z výsledků Kolmogorovova – Smirnovova testu je zřejmé, že normality reziduí nebyla zamítnuta, neboť $p\text{-value } 0,10 > 0,05$.

ad 2.) Testování nulové střední hodnoty bylo provedeno za pomoci hypotetických testů.

Hypothesis Tests for RESIDUALS

Sample mean = $-2,94118E-7$

Sample median = $-0,107426$

t-test

Null hypothesis: mean = $0,0$

Alternative: not equal

Computed t statistic = $-0,00000109804$

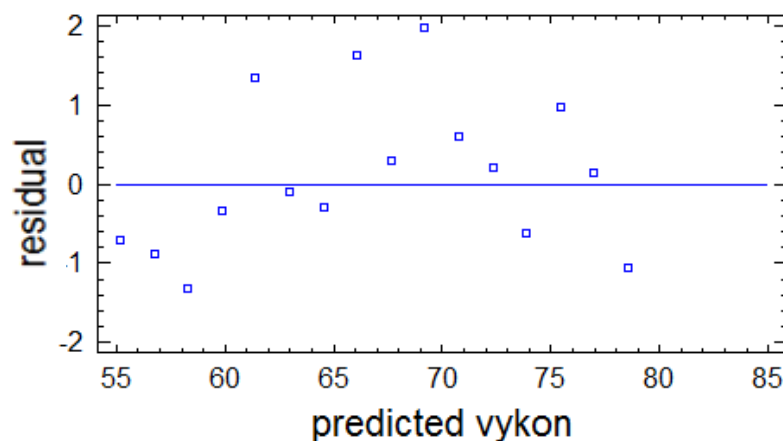
P-Value = $0,999999$

Do not reject the null hypothesis for alpha = $0,05$.

Obrázek 55: Výsledky hypotetických testů pro nulovou střední hodnotu

Z výsledků testů, kdy $p - value = 0,999$, lze usoudit, že střední hodnota reziduí nebyla zamítnuta.

ad 3.) Nulovou kovarianci reziduí je možno ověřit pouze pomocí exploračních grafů, kdy je zobrazeno korelační pole reziduí vůči odhadovaným hodnotám a pokud v něm není patrná žádná funkční závislost, odlehlá pozorování či střídání kladných a záporných reziduí, lze považovat kovarianci za nulovou.



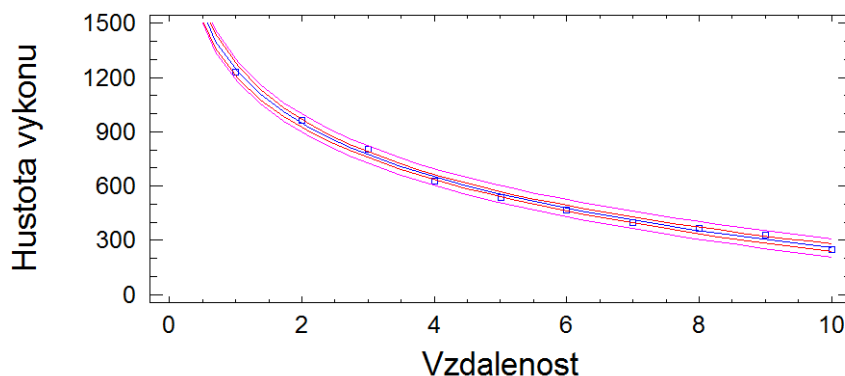
Obrázek 56: Explorační graf

Vzhledem k tomu, že jsou rezidua náhodně rozmístěna kolem nuly a nemají žádný zřejmý vztah k předpovídaným hodnotám a obecně splňují výše uvedené požadavky, lze předpokládat, že kovariance reziduí je nulová.

Nyní je možné konstatovat, že předpoklady lineárního regresního modelu byly splněny. Za regresní rovnici lze tedy považovat: $\text{výkon} = 86,3484 - 1,5588 * \text{vzdálenost}$

6.1.2. Závislost hustoty výkonu na vzdálenosti

K určení závislosti hustoty výkonu na vzdálenosti byla zvolena hustota výkonu naměřená u očního chirurgického laseru Coherent pro nastavenou velikost výkonu 50 mW.



Obrázek 57: Korelační pole

Regression Analysis - Logarithmic-X model: $Y = a + b \cdot \ln(X)$

Dependent variable: Hustota výkonu

Independent variable: Vzdálenost

Parameter	Estimate	Standard Error	T Statistic	P-Value
Intercept	1243,22	14,7804	84,1127	0,0000
Slope	-427,751	8,88869	-48,123	0,0000

Analysis of Variance

Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Model	884831,0	1	884831,0	2315,83	0,0000
Residual	3056,64	8	382,08		
Total (Corr.)	887887,0	9			

Correlation Coefficient = -0,998277

R-squared = 99,6557 percent

R-squared (adjusted for d.f.) = 99,6127 percent

Standard Error of Est. = 19,5469

Mean absolute error = 16,2574

Durbin-Watson statistic = 1,77677 (P=0,2148)

Lag 1 residual autocorrelation = 0,0694387

The StatAdvisor

$$\text{Hustota výkonu} = 1243,22 - 427,751 \cdot \ln(\text{Vzdálenost})$$

Obrázek 58: Výsledky regresní analýzy

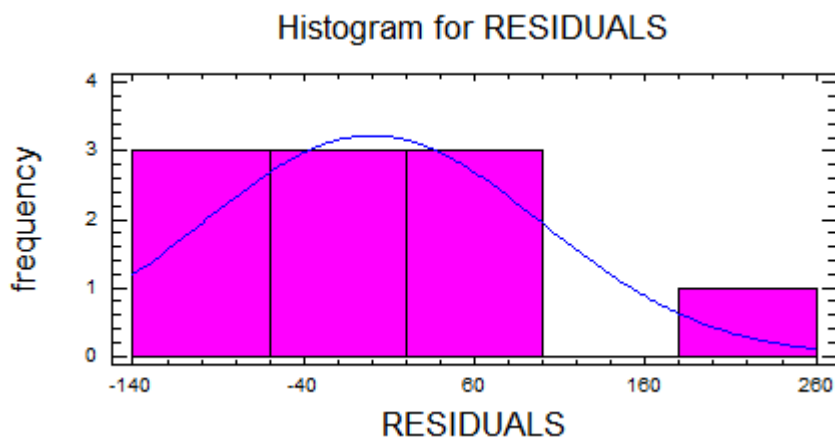
Vhodný regresní model musí mít vysvětlený součet čtverců větší než reziduální součet čtverců, aby tato podmínka byla splněna byl zvolen logaritmický model. Splnění podmínky je viz Výstup hodnot regresní analýzy: Analysis of Variance. V tomto případě lze tedy říci, že lineární závislost mezi plochou svazku a vzdáleností existuje (lineární znamená lineární vzhledem ke koeficientům regresní funkce, nikoli regrese lineární funkcí)

Hodnota indexu determinace je pro tento případ rovna 99,66 %. Lze tedy předpokládat, že tento model je vhodný.

Pro vyhodnocení předpokladů pro použití lineárního regresního modelu je nezbytné provedení posouzení reziduí, kdy je ověřována:

1. Normalita reziduí
2. Nulová střední hodnota reziduí
3. Nulová kovariance reziduí

ad1.) Testování normality



Obrázek 59: Histogram reziduí

EDF Statistic	Value	Modified Form	P-Value
Kolmogorov-Smirnov D	0,166418	0,569326	$\geq 0.10^*$
Anderson-Darling A ²	0,252273	0,27687	0,6548*

Obrázek 60: Výsledek Kolmogorovova – Smirnovova testu

Z výsledků Kolmogorovova – Smirnovova testu je zřejmé, že normality reziduí nebyla zamítnuta, neboť $p - value$ $0,10 > 0,05$.

ad 2.) Testování nulové střední hodnoty bylo provedeno za pomoci hypotetických testů.

Hypothesis Tests for RESIDUALS

Sample mean = 0,00004
Sample median = -14,0523

t-test

Null hypothesis: mean = 0,0
Alternative: not equal

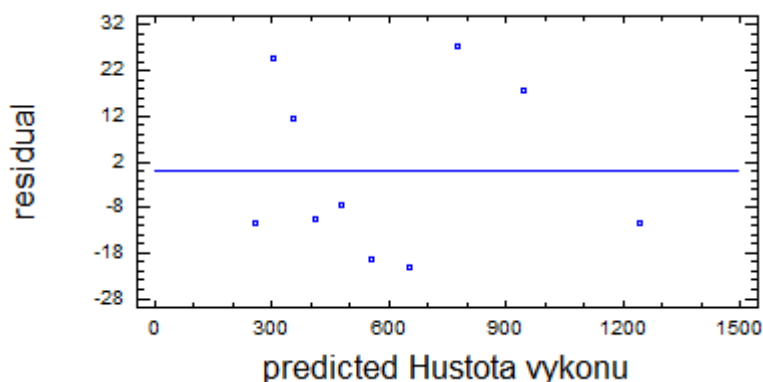
Computed t statistic = 0,00000128029
P-Value = 0,999999

Do not reject the null hypothesis for alpha = 0,05.

Obrázek 61: Výsledky hypotetických testů pro nulovou střední hodnotu

Z výsledků testů, kdy $p\text{-value} = 0,999$, lze usoudit, že střední hodnota reziduí nebyla zamítnuta.

ad 3.) Nulová kovarianci



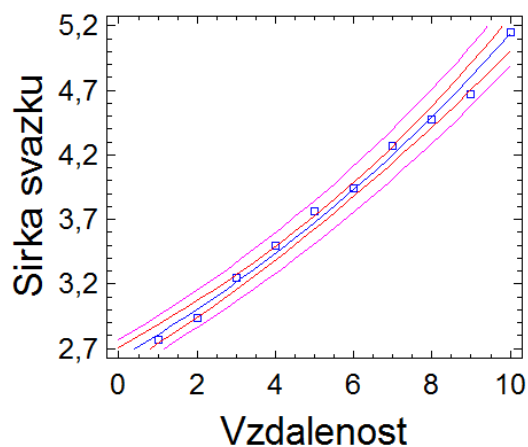
Obrázek 62: Explorační graf

Vzhledem k tomu, že jsou rezidua náhodně rozmístěna kolem nuly a nemají žádný zřejmý vztah k předpovídaným hodnotám a obecně splňují výše uvedené požadavky, lze předpokládat, že kovariance reziduí je nulová.

Nyní je možné konstatovat, že předpoklady lineárního regresního modelu byly splněny. Za regresní rovnici lze tedy považovat: $Hustota\ výkonu = 1243,22 - 427,751 * \ln(Vzdalenost)$

6.1.3. Závislost šířky svazku na vzdálenosti

K určení závislosti šířky svazku na vzdálenosti byla zvolena šířka svazku naměřená u očního chirurgického laseru Coherent pro nastavenou velikost výkonu 200 mW.



Obrázek 63: Korelační pole

Regression Analysis - Exponential model: $Y = \exp(a + b \cdot X)$

Dependent variable: Sirka svazku

Independent variable: Vzdálenost

Parameter	Estimate	Standard Error	T Statistic	P-Value
Intercept	0,965765	0,0127719	75,6162	0,0000
Slope	0,0671544	0,00205838	32,6248	0,0000

Analysis of Variance

Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Model	0,372051	1	0,372051	1064,38	0,0000
Residual	0,00279638	8	0,000349548		
Total (Corr.)	0,374848	9			

Correlation Coefficient = 0,996263

R-squared = 99,254 percent

R-squared (adjusted for d.f.) = 99,1607 percent

Standard Error of Est. = 0,0186962

Mean absolute error = 0,0141274

Durbin-Watson statistic = 1,3648 (P=0,0610)

Lag 1 residual autocorrelation = 0,279956

The StatAdvisor

$$\text{Sirka svazku} = \exp(0,965765 + 0,0671544 \cdot \text{Vzdálenost})$$

Obrázek 64: Výsledky regresní analýzy

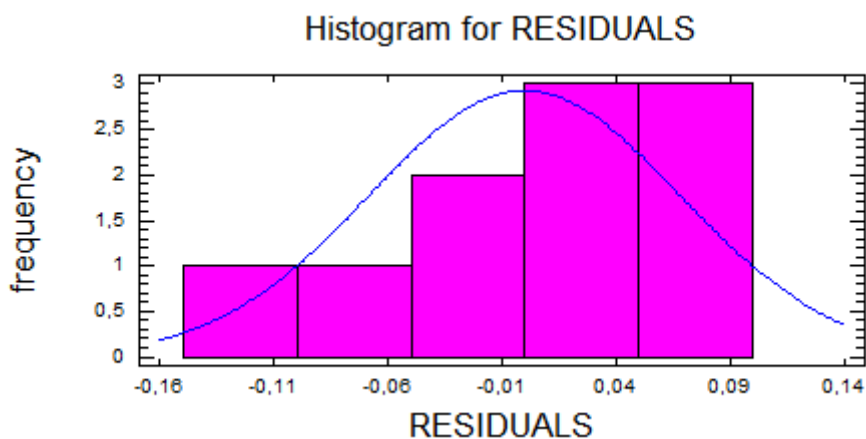
Vhodný regresní model musí mít vysvětlený součet čtverců větší než reziduální součet čtverců, aby tato podmínka byla splněna byl zvolen exponenciální model. Splnění podmínky je viz Výstup hodnot regresní analýzy: Analysis of Variance. V tomto případě lze tedy říci, že lineární závislost mezi plochou svazku a vzdáleností existuje.

Hodnota indexu determinace je pro tento případ rovna 99,25 %. Lze tedy předpokládat, že tento model je vhodný.

Pro vyhodnocení předpokladů pro použití lineárního regresního modelu je nezbytné provedení posouzení reziduí, kdy je ověřována:

1. Normalita reziduí
2. Nulová střední hodnota reziduí
3. Nulová kovariance reziduí

ad1.) Testování normality



Obrázek 65: Histogram reziduí

EDF Statistic	Value	Modified Form	P-Value
Kolmogorov-Smirnov D	0,145588	0,498066	$>=0.10^*$
Anderson-Darling A ²	0,235949	0,258954	0,7149*

Obrázek 66: Výsledek Kolmogorovova – Smirnovova testu

Z výsledků Kolmogorovova – Smirnovova testu je zřejmé, že normality reziduí nebyla zamítnuta, neboť $p - value$ $0,10 > 0,05$.

ad 2.) Testování nulové střední hodnoty bylo provedeno za pomoci hypotetických testů.

Hypothesis Tests for RESIDUALS

Sample mean = -0,000117341

Sample median = 0,00774089

t-test

Null hypothesis: mean = 0,0

Alternative: not equal

Computed t statistic = -0,00544576

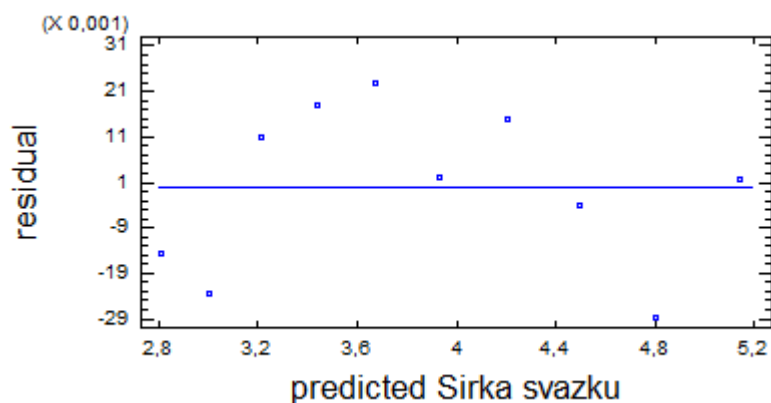
P-Value = 0,995774

Do not reject the null hypothesis for alpha = 0,05.

Obrázek 67: Výsledky hypotetických testů pro nulovou střední hodnot

Z výsledků testů, kdy $p\text{-value} = 0,996$, lze usoudit, že střední hodnota reziduí nebyla zamítnuta.

ad 3.) Nulová kovarianci



Obrázek 68: Explorační graf

Vzhledem k tomu, že jsou rezidua náhodně rozmístěna kolem nuly a nemají žádný zřejmý vztah k předpovídaným hodnotám a obecně splňují výše uvedené požadavky, lze předpokládat, že kovariance reziduí je nulová.

Nyní je možné konstatovat, že předpoklady lineárního regresního modelu byly splněny. Za regresní rovnici lze tedy považovat: $Sirka\ svazku = \exp(0,965765 + 0,0671544 * Vzdalenost)$

6.2. Porovnání šířek svazku při změně výkonu

Porovnávání parametrů je prováděno statistickou metodou testování parametrických hypotéz. Jedná se o rozhodovací proces, kdy proti sobě stojí nulová a alternativní hypotéza a cílem je rozhodnout, zda daná data odpovídají nulové hypotéze. K vyřešení této problematiky byl použit program STATGRAPHICS Plus 5.1.

6.2.1. Porovnání šířky svazku při změně výkonu u fotokoagulátoru Ellex INTEGRE

Z naměřených hodnot šířky svazku u fotokoagulátoru INTEGRE je patrné, že hodnoty šířky svazku při výkonu 70 mW jsou mírně odlišné od výsledků měření prováděného při výkonu 260 mW. Aby se ověřilo, zda je změna statisticky významná bylo provedeno testování parametrických hypotéz, kdy byly porovnávány střední hodnoty, směrodatné odchylky a mediány.

Comparison of Means

```
-----  
95,0% confidence interval for mean of Vykon 260 mW: 1,64415 +/- 0,127346 [1,51681,1,7715]  
95,0% confidence interval for mean of Vykon 70 mW: 1,59109 +/- 0,159699 [1,43139,1,75079]  
95,0% confidence interval for the difference between the means  
assuming equal variances: 0,0530606 +/- 0,200325 [-0,147265,0,253386]
```

t test to compare means

```
Null hypothesis: mean1 = mean2  
Alt. hypothesis: mean1 NE mean2  
assuming equal variances: t = 0,529144 P-value = 0,598536
```

Obrázek 69: Výsledky testování střední hodnoty

Rozhodnutí:

$p - value = 0,529 > 0,05 \longrightarrow$ Nezamítáme nulovou hypotézu, tj. z hlediska střední hodnoty můžeme vliv změny výkonu považovat za nevýznamný.

Comparison of Standard Deviations

	Uykon 260 mW	Uykon 70 mW
Standard deviation	0,359142	0,450381
Variance	0,128983	0,202843
Df	32	32

Ratio of Variances = 0,635874

95,0% Confidence Intervals

Standard deviation of Uykon 260 mW: [0,288818;0,475034]

Standard deviation of Uykon 70 mW: [0,362192;0,595716]

Ratio of Variances: [0,314051;1,28749]

F-test to Compare Standard Deviations

Null hypothesis: $\sigma_1 = \sigma_2$

Alt. hypothesis: $\sigma_1 \neq \sigma_2$

F = 0,635874 P-value = 0,205765

Obrázek 70: Výsledky testování směrodatné odchylky

Rozhodnutí:

$p - value = 0,206 > 0,05 \longrightarrow$ Nezamítáme nulovou hypotézu, tj. z hlediska směrodatné odchylky můžeme vliv změny výkonu považovat za nevýznamný.

Comparison of Medians

Median of sample 1: 1,564

Median of sample 2: 1,571

Mann-Whitney (Wilcoxon) W test to compare medians

Null hypothesis: $\text{median}_1 = \text{median}_2$

Alt. hypothesis: $\text{median}_1 \neq \text{median}_2$

Average rank of sample 1: 34,7424

Average rank of sample 2: 32,2576

W = 503,5 P-value = 0,603481

Obrázek 71: Výsledky testování mediánu

Rozhodnutí:

$p - value = 0,603 > 0,05 \longrightarrow$ Nezamítáme nulovou hypotézu, tj. z hlediska mediánu můžeme vliv změny výkonu považovat za nevýznamný.

Z výsledků testování je tedy zřejmé, že změna výkonu má statisticky nevýznamný vliv na šířku svazku.

6.2.2. Porovnání šířky svazku při změně výkonu u laseru Coherent

Z naměřených hodnot šířky svazku u laseru Coherent je patrné, že hodnoty šířky svazku jsou stejně jako u fotokoagulátoru se změnou výkonu mírně odlišné. Aby mohl být potvrzený předpoklad, že ani v tomto případě výkon šířku svazku neovlivňuje bylo opět provedeno testování hypotéz založené na porovnávání střední hodnoty, směrodatné odchylky a mediánu. K testování byl vybrán nastavený výkon 50 mW a 200 mW.

Comparison of Means

```
-----
95,0% confidence interval for mean of sonda 50 mW: 3,7226 +/- 0,592634 [3,12997,4,31523]
95,0% confidence interval for mean of sonda 200 mW: 3,8714 +/- 0,555667 [3,31573,4,42707]
95,0% confidence interval for the difference between the means
    assuming equal variances: -0,1488 +/- 0,754489 [-0,903289,0,605689]

t test to compare means

Null hypothesis: mean1 = mean2
Alt. hypothesis: mean1 NE mean2
    assuming equal variances: t = -0,414344    P-value = 0,683518
```

Obrázek 72: Výsledky testování střední hodnoty

Rozhodnutí:

$p - value = 0,684 > 0,05 \longrightarrow$ Nezamítáme nulovou hypotézu, tj. z hlediska střední hodnoty můžeme vliv změny výkonu považovat za nevýznamný.

Comparison of Standard Deviations

	sonda 50 mW	sonda 200 mW
Standard deviation	0,828443	0,776767
Variance	0,686318	0,603367
Df	9	9

Ratio of Variances = 1,13748

95,0% Confidence Intervals

Standard deviation of sonda 50 mW: [0,569832;1,51241]
Standard deviation of sonda 200 mW: [0,534288;1,41807]
Ratio of Variances: [0,282534;4,57949]

F-test to Compare Standard Deviations

Null hypothesis: sigma1 = sigma2
Alt. hypothesis: sigma1 NE sigma2
F = 1,13748 P-value = 0,850972

Obrázek 73: Výsledky testování směrodatné odchylky

Rozhodnutí:

$p - value = 0,850 > 0,05 \longrightarrow$ Nezamítáme nulovou hypotézu, tj. z hlediska směrodatné odchylky můžeme vliv změny výkonu považovat za nevýznamný.

Comparison of Medians

Median of sample 1: 3,7395

Median of sample 2: 3,849

Mann-Whitney (Wilcoxon) W test to compare medians

Null hypothesis: median1 = median2

Alt. hypothesis: median1 NE median2

Average rank of sample 1: 10,05

Average rank of sample 2: 10,95

W = 54,5 P-value = 0,762278

Obrázek 74: Výsledek testování mediánu

Rozhodnutí:

$p - value = 0,762 > 0,05 \longrightarrow$ Nezamítáme nulovou hypotézu, tj. z hlediska mediánu můžeme vliv změny výkonu považovat za nevýznamný.

Výsledky testování opět potvrdily, že změna výkonu má statisticky nevýznamný vliv na šířku svazku.

Závěr

Hlavním cílem této práce bylo navržení a realizace měření charakteristických parametrů terapeutických laserů. Mezi základní měřené parametry patří profil svazku, respektive rozložení intenzity laserového svazku, šířka svazku, divergence svazku, střední výkon, hustota výkonu, vlnová délka, délka pulzu a faktor kvality svazku M^2 . Práce se dále zabývá analýzou výše uvedených parametrů jednotlivých terapeutických laserů, kdy pro práci byly použity lasery biostimulační, fotokoagulátor a oční chirurgický laser. Pro bezpečnou práci s lasery bylo nutné nastudování odborných manuálů k daným laserům a pro správný průběh měření charakteristických parametrů bylo nezbytné teoretické ověření a naformulování postupů měření. Daná problematika je popsána ve čtvrté a páté kapitole, kapitola šestá pak shrnuje dosažené výsledky a statistické závěry.

Vzhledem k tomu, že byly měřeny parametry laserů s různým využitím v lékařské praxi, lze očekávat jejich rozdílné hodnoty. V práci kromě samotných parametrů laserů byly také zkoumány jejich závislosti na vzdálenosti, které byly graficky i statisticky dokázány.

Vlastní měření probíhalo v Městské nemocnici Ostrava za přítomnosti odborných pracovníků. Daným laserům byla změřena vlnová délka, profil svazku, výkon, divergence a šířka svazku, ze které byla dopočtena hustota výkonu a v případě pulzních laserů byla také změřena délka pulzu. Cílem tohoto proměření bylo ověřit, zda deklarované parametry nejsou degradovány vlivem času či poškození.

Pro proměřované lasery platí, že nejstálejší šířku svazku měl fotokoagulátor. Šířka jeho svazku byla měřena ve vzdálenostech 4–20 cm s krokem 0,5 cm, kdy rozdíl mezi maximální a minimální hodnotou byl roven pouze 1,679 mm pro nastavený výkon 70 mW. Graf závislosti šířky svazku na vzdálenosti určeného pro fotokoagulátor vykazoval jako jediný z grafů ukazující danou závislost tvar paraboly, ze které bylo možné odhadnout pas svazku a také určit M^2 faktor kvality svazku. Šířka svazku byla měřena také pro vyšší výkon, aby bylo možné dokázat, zda má změna výkonu statistický vliv na šířku svazku. Pomocí testovacích hypotéz bylo zjištěno, že výkon má statisticky nevýznamný vliv na šířku svazku. Tento fakt byl dokázán také pro oční chirurgický laser Coherent. Fotokoagulátor vykazoval celkem vysokou divergenci, která však odpovídala divergenci udané výrobcem. Vzhledem k tomu, že fotokoagulátor je typ očního chirurgického laseru, je vyšší divergence vítána, neboť umožňuje do pasu svazku soustředit co největší hustotu výkonu a zároveň je tak dosaženo jejího poklesu s přibývajícím vzdáleností od pasu svazku. To platí také pro oční chirurgický laser, který se ovšem vyznačoval extrémním nárůstem šířky svazku s nabývajícím vzdáleností od povrchu, která umožňovala změřit šířku svazku pomocí CCD snímače Spiricon SP503U do maximální vzdálenosti 1 cm od detekční kamery. U biostimulačních laserů byly proměřovány divergentní sondy. Pro oba typy biostimulačních laserů, tedy biostimulačního laseru BTL – 10 a Biostimul, lze říci, že přiložené sondy vykazovaly obdobné parametry. Pro sondy je základním parametrem vlnová délka, neboť ta určuje hloubku průniku do tkáně. Platí, že sondy s nižší vlnovou délkou, tedy s vlnovou délkou pohybující se v červené oblasti spektra, pronikají v případě velikosti vlnové délky 635 nm do hloubky 1–3 mm a v případě vlnových délek nad 670 nm mohou proniknout do tkáňových struktur v hloubkách až 20 mm. Sondy vyzařující infračervený paprsek mají hloubku průniku do tkáně až 5 cm. Pro všechny změřené hodnoty uvedených laserů platí, že jejich parametry se blížily parametrům udaných výrobcí, a i přes jejich stáří nebyly parametry laseru vlivem času degradovány do takové míry, aby přístroje byly vyřazeny z provozu nebo aby ohrožily bezpečnost pacienta či obsluhujícího personálu.

V rámci této diplomové práce byla vytvořena laboratorní úloha, která má v budoucnu umožnit studentům Biomedicínského inženýrství bližší seznámení se s terapeutickými laserovými přístroji a jejich charakteristickými parametry. Laboratorní úloha byla sestavena pro oční chirurgický laser Coherent, který se nachází na Fakultě elektrotechniky a informatiky na Vysoké škole Báňské.

Problematika měření charakteristických parametrů laseru lze dále rozšířit o další návrhy měření. Jako příklad je možné uvést měření vlnové délky pomocí interferometru či měření výkonu pomocí powermetru, který lze připojit ke snímací kameře Spiricon SP503U.

Použitá literatura

- [1] VRBOVÁ, Miroslava, Helena JELÍNKOVÁ a Petr GAVRILOV. *Úvod do laserové techniky*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, 1998, 228 s. ISBN 80-010-1108-9.
- [2] PENHAKER, Marek. *Lékařské terapeutické přístroje*. 1. vyd. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2007, 216 s. ISBN 978-80-248-1558-9.
- [3] BÚŠOVÁ, Michaela. *Charakterizace výstupních parametrů chirurgického laseru*. Ostrava, 2013. Diplomová práce. Vysoká škola Báňská Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Marek Gájovský.
- [4] DAS, Pankaj K. *Lasers and optical engineering*. New York: Springer-Verlag, c1991, xxii, 470 p. ISBN 35-409-7108-4.
- [5] *Encyclopedia of lasers and optical technology*. San Diego: Academic Press, 1991, 12, 764 s. ISBN 01-222-6693-5.
- [6] BEESLEY, M.J. *Lasers and their applications*. 2. ed., reprinted. London: Taylor: Taylor and Francis, 1978. ISBN 08-506-6045-9.
- [7] HENDERSON, Roy a Karl SCHULMEISTER. *Laser Safety* [online]. 1. New York: Taylor and Francis Group, 2004, 2015-11-24 [cit. 2015-11-24]. ISBN 978-0-7503-0859-5. Dostupné z: https://books.google.cz/books?hl=cs&lr=&id=fQrOBQAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=lasers+safety+class&ots=9PP__7VnYr&sig=KOgKv3CtdNtQVGeA9emfwFxG8iY&redir_esc=y#v=onepage&q=lasers%20safety%20class&f=false
- [8] BENEŠ, Jiří, Jaroslava KYMPLOVÁ a František VÍTEK. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. 1. vyd. Praha: Grada, 2015, 224 s., [4] s. obr. příl. ISBN 978-80-247-4712-5.
- [9] MOŠA, Marek. *Fotodynamická terapie maligních nádorů*. 1995. Dostupné také z: <http://casopis.vesmir.cz/clanek/fotodynamicka-terapie-malignich-nadoru>
- [10] KAROLÍNA, Bašnáková. *Využití laserů v oftalmologii*. Brno, 2008. Bakalářská práce. Masarykova Univerzita. Lékařská fakulta. Vedoucí práce Svatopluk Synek.
- [11] CHALOUPECKÁ, Jitka. *Možnosti využití laserů v dermatologii*. 2008, 2(2): 96-99. Dostupné také z: <http://www.dermatologiepropraxi.cz/pdfs/der/2008/02/13.pdf>
- [12] MEYER, Stefan. *Laser ve stomatologii*. 2009. Dostupné také z: <http://www.stomateam.cz/cz/laser-ve-stomatologii/>
- [13] *Ministerstvo vnitra České Republiky: Sbírka zákonů a Sbírka mezinárodních smluv* [online]. [cit. 2015-09-13]. Dostupné z: <http://aplikace.mvcr.cz/sbirka-zakonu/>

- [14] LETOVSKÁ, Magdalena. *Ochrana zdraví při práci s lasery*. 2011. Dostupné také z: http://www.bozpinfo.cz/win/knihovna-bozp/citarna/tema_tydne/BOZP_lasery110923.castprvni.html
- [15] LAPŠANSKÁ, Hana. *Laserová technologie v praxi* [online]. Olomouc, 2010 [cit. 2015-08-26]. Dostupné z: <http://fyzika.upol.cz/cs/system/files/download/vujtek/granty/laser.pdf>
- [16] *Safety with Lasers and Other Optical Sources A Comprehensive Handbook* [online]. Boston, MA: Springer US, 1980 [cit. 2015-09-13]. ISBN 978-148-9935-960.
- [17] NIEMZ, Markolf H. *Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications*. 2. New York: Springer, 2002. ISBN 978-3-662-047194
- [18] *Nd :YAG Systém chirurgického laseru: Příručka pro uživatele*. 1998.
- [19] BURDÍK, Jaroslav. *Bezpečnost práce s laserovým zařízením: Provozní řád*. Ostrava, 2007.
- [20] *Zajištění bezpečnosti při činnostech v laboratořích: Provozní řád*. Brno. Dostupné také z: http://www.rect.muni.cz/nso/BOZP/soubory/Provozni_rad_Ceitec.pdf
- [21] *Laser Beam Analysis*. 2016. Dostupné také z: http://www.ophiropt.com/laser/register_files/beamprofilers-catalog.pdf
- [22] *Accessories for Beam Profiling: Neutral Density Attenuators/Filters*. 2016. Dostupné také z: http://www.ophiropt.com/laser--measurement/sites/default/files/Detachable-Attenuators_0.pdf
- [23] SALEH, Bahaa E. A. a Malvin Carl TEICH. *Základy fotoniky*. Svazek 1. Přeložil Miloslav DUŠEK, přeložil Jiří FIALA, přeložil Radomír VACEK. Praha: Matfyzpress, 1994. ISBN 80-85863-01-4.
- [24] *BeamGage: User Guide*. Utah, 2012.
- [25] RAUNDY, Carlos. *Current Technology of Laser Beam Profile Measurements*. Dostupné také z: http://www.ophiropt.com/user_files/laser/beamprofilers/tutorial-1.pdf
- [26] *Beam Analysis: SP503U low resolution and SP620U high resolution*. USA, 2016.
- [27] Optická mřížka. HOFMANN, Jaroslav a Marie URBANOVÁ. *Fyzika I*. 1. Praha: VŠCHT, 2003, s. 211-214. ISBN 80-7080-514-5
- [28] STRUMIENSKÝ, Jiří. *Experimenty s infračerveným a ultrafialovým zářením*. Brno, 2009. Diplomová práce. Masarykova univerzita, Přírodovědecká fakulta, Ústav fyzikální elektroniky. Vedoucí práce Zdeněk Bochníček.
- [29] *Fotokoagulator Ellex INTEGRE 532: Uživatelská příručka*. 1. Praha, 2001.
- [30] *BTL - 10 Laser: Uživatelská příručka*. 4. Praha, 1999.

Seznam příloh na CD

Příloha I. Zadání laboratorní úlohy

Příloha II. Zpracování laboratorní úlohy